

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

DÉVELOPPEMENT D'UN MODÈLE DYNAMIQUE DU FAUTEUIL ROULANT  
MANUEL ET DE SON UTILISATEUR POUR AMÉLIORER LE RÉALISME DE  
LA PROPULSION SUR SIMULATEUR

MÉMOIRE  
PRÉSENTÉ(E)  
COMME EXIGENCE PARTIELLE  
MAÎTRISE EN KINANTHROPOLOGIE, PROFIL AVEC MÉMOIRE

PAR  
ÉTIENNE MARQUIS

MARS 2021

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL  
Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de ce mémoire se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.10-2015). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

## REMERCIEMENTS

Ce travail de longue haleine n'aurait pas pu être réalisé sans l'aide et l'appui de nombreuses personnes et ressources au cours des dernières années. Premièrement, je tiens à remercier sans hésitation mon directeur de stage, de recherche et de maîtrise, Pr Félix Chénier, qui a su m'apprendre les subtilités de la recherche académique et à faire vulgariser l'ingénieur en moi pour le bien de mon auditoire et de ma compréhension. Le temps est quelque chose de précieux que Félix a partagé sans égard avec moi pour mon apprentissage et ma réussite, et ce, avant même le début de cette maîtrise.

Je veux également remercier l'ensemble des membres qui ont participé de près ou de loin aux collectes de données. Antoine Parrinello et Carole Roy, pour leur soutien technique et leur sourire éternel, votre présence à l'arrière-scène des projets de recherche est beaucoup plus importante que votre modestie laisse croire. Guy Hajj El Boutros, Kim Lefebvre et Pierre-Olivier Bédard, vos efforts ont permis aux collectes de données de voir le jour et votre camaraderie a rendu un été de travail des plus agréable. Marine Gailhard, Rémy Cornillon, Stéphanie Bergeron et Émilie Blackburn, votre aide au sein des partenaires CIVA, INÉDI et Société Inclusive a donné accès à plusieurs ressources essentielles sans lesquelles les collectes de données seraient restées qu'une idée parmi tant d'autres. Pr Dany H. Gagnon, pour son expertise sur la propulsion en fauteuil roulant et l'instrumentation du participant, sa passion contagieuse m'a appris que l'intervention clinique et la recherche ont avantage à collaborer.

Merci aux membres du jury de l'avant-projet, Laurent Ballaz, Rachid Aissaoui et Réjean Dubuc, de m'avoir donné de votre temps et partagé votre expérience, malgré les contraintes d'une pandémie.

Merci à ma famille qui m'a épaulé et encouragé et merci à mes amis qui m'ont changé les idées dans les moments opportuns.

Finalement, à ma mère qui ne l'entend pas assez souvent, merci pour tout.

## DÉDIDACE

À mon père  
qui aurait voulu faire partie de l'aventure,  
à mes côtés.

## TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES FIGURES.....	viii
LISTE DES TABLEAUX.....	xi
LISTE DES ABBRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES .....	xiii
LISTE DES SYMBOLES ET DES UNITÉS .....	xiv
RÉSUMÉ .....	xv
ABSTRACT.....	xvii
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE I REVUE DE LITTÉRATURE .....	3
1.1 Instruments de mesures utilisés pour l'étude dynamique en FRM.....	4
1.1.1 Mesure du mouvement.....	4
1.1.2 Mesure des forces.....	9
1.2 Équipements stationnaires permettant l'étude de tâches en FRM.....	13
1.2.1 Tapis roulant.....	14
1.2.2 Ergomètre à rouleaux .....	16
1.2.3 Simulateurs.....	18
1.3 Théorie de la modélisation dynamique.....	22
1.4 Définition de l'étude dynamique en FRM.....	26
1.4.1 Variables mesurables.....	27
1.4.2 Paramètres fréquents en étude dynamique du fauteuil.....	29
1.5 Modèles dynamiques de FRM existants .....	30

1.5.1	Modèle Shung et al. (1983).....	32
1.5.2	Modèle Johnson et Aylor (1985).....	35
1.5.3	Modèle Cooper et al. (1990) .....	38
1.5.4	Modèle Hofstad (1994) .....	41
1.5.5	Modèle Ohnabe et Mizuguchi (2001) .....	44
1.5.6	Modèle de Saint Remy (2005) .....	46
1.5.7	Modèle Wang et al. (2009).....	49
1.5.8	Modèle Crichlow (2011) .....	52
1.5.9	Modèle Bascou (2013) .....	56
1.5.10	Modèle Chénier (WSC) (2015).....	60
1.5.11	Modèle Chénier (UA) (2016).....	64
1.5.12	Conclusion.....	67
CHAPITRE II PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS .....		70
2.1	Problématiques de l'étude.....	70
2.2	Défis reliés à l'étude .....	72
2.3	Objectifs de l'étude.....	73
CHAPITRE III MÉTHODOLOGIE .....		74
3.1	Définition du nouveau modèle .....	75
3.1.1	Sélection des modèles à tester et à comparer avec le nouveau modèle....	75
3.1.2	Élaboration du nouveau modèle.....	78
3.2	Caractérisation des paramètres du nouveau modèle.....	82
3.2.1	Mesure des masses des segments $m_i$ et de leur position $x_i$ .....	83
3.2.2	Caractérisation des coefficients de résistance au roulement $\mu_f, \mu_r$ .....	88
3.2.3	Synthèse des étapes de caractérisation du nouveau modèle.....	90
3.3	Validation de la mesure des masses des segments $m_i$ et de leurs positions $x_i$ .	92
3.4	Collecte de données pour la caractérisation des coefficients de résistance au roulement .....	94
3.5	Validation du nouveau modèle .....	96
CHAPITRE IV RÉSULTATS .....		98
4.1	Mesure des masses des segments $m_i$ et de leurs positions $x_i$ .....	99
4.2	Caractérisation des coefficients de résistance au roulement $\mu_f, \mu_r$ .....	100
4.3	Résultats de la validation du nouveau modèle.....	101

4.3.1	Modèle Cooper.....	102
4.3.2	Modèle Hofstad.....	103
4.3.3	Modèle ChénierWSC.....	104
4.3.4	Modèle ChénierUA.....	105
4.3.5	Nouveau modèle.....	106
4.3.6	Recensement des erreurs quadratique moyennes.....	107
CHAPITRE V DISCUSSION.....		112
5.1	Mesure des masses des segments $m_i$ et de leurs positions $x_i$ .....	113
5.2	Caractérisation des coefficients de résistance au roulement $\mu_f, \mu_r$ .....	115
5.3	Validation du nouveau modèle.....	117
5.4	Limites de l'étude.....	119
5.5	Recommandations.....	120
CONCLUSION.....		122
ANNEXE A Feuille de collecte du protocole expérimental pour la détermination de la distribution de masse.....		124
ANNEXE B Ensemble des courbes d'accélération linéaire du FRM retrouvées ...		139
APPENDICE A Variables et paramètres des modèles non-uniformisés.....		151
APPENDICE B Transformations mathématiques des modèles.....		158
RÉFÉRENCES.....		164



## LISTE DES FIGURES

Figure	Page
1.1 a) Marqueur de type actif (NDI <sup>®</sup> ) b) Marqueurs de type passif (Qualisys <sup>®</sup> ).....	5
1.2 Représentation d'un système de capture du mouvement et d'un sujet (Optitrack, 2019).....	6
1.3 Schéma conceptuel d'un système de navigation inertielle.....	7
1.4 Représentation de la roue SmartWheel <sup>TM</sup> .....	9
1.5 Représentation des forces et moments en jeu sur la roue lors de la propulsion en FRM (tiré de Chénier (2012) et reproduit avec autorisation de Chénier <sup>®</sup> ).....	11
1.6 Tapis roulant à bandes doubles (Gagnon et al., 2016) (reproduit avec autorisation de Elsevier <sup>®</sup> ).....	14
1.7 Ergomètre à rouleaux dédié au para-athlétisme.....	16
1.8 Conception d'un simulateur de FRM (Chenier et al., 2014) (reproduit avec autorisation de IEEE <sup>®</sup> ).....	18
1.9 Schéma conceptuel du simulateur de Chenier et al. (2014).....	20
1.10 Représentation du simulateur développé par Crichlow (photo tirée de (Doria <i>et al.</i> , 2016)) (reproduit avec autorisation de Bentham Open <sup>®</sup> ).....	21
1.11 Diagramme du processus de modélisation mathématique.....	22
1.12 Représentation d'un modèle dynamique de la propulsion en FRM.....	24

1.13	Exemple d'augmentation de l'amplitude entre la position [m] et ses dérivées selon des valeurs fictives de mesures de position .....	27
1.14	Ligne du temps de la chronologie des modèles déjà existants.....	30
1.15	Schéma du contrôle électrique et du modèle de Shung et al. (1983) .....	33
1.16	DCL en vue transverse du modèle de Johnson et Aylor (1985) (reproduit avec autorisation de IEEE <sup>©</sup> ).....	35
1.17	DCL selon le plan sagittal développés par Cooper pour son modèle (1990) (reproduit avec autorisation de JRRD <sup>©</sup> ) .....	39
1.18	Fauteuil roulant ergomètre autonome (FRET-1) (Sauret et al., 2014) (reproduit avec autorisation de Taylor & Francis <sup>©</sup> ) .....	46
1.19	DCL du modèle de Wang et al. selon les plans transverse, sagittal et postérieur (2009) (reproduit avec autorisation de Elsevier <sup>©</sup> ) .....	50
1.20	a) Développement du nouveau laboratoire en FRM de Crichlow (2011) (Doria <i>et al.</i> , 2016) (reproduit avec autorisation de Bentham Open <sup>©</sup> ) b) Simulateur CEAL du TRI équipé de la plateforme hydraulique à 7 degrés de liberté et du laboratoire de recherche WinterLab (iDAPT <sup>©</sup> ) .....	52
1.21	DCL sur le plan sagittal tirée du modèle de Bascou (2013) (reproduit avec autorisation de Bascou <sup>©</sup> ) .....	57
1.22	DCL en vue transverse et schéma-bloc du modèle Chénier WSC (2015) (reproduit avec autorisation de Chénier <sup>©</sup> ) .....	61
1.23	Représentation du parcours effectué par les participants pour la validation du modèle Chénier WSC (2015) (reproduit avec autorisation de Chénier <sup>©</sup> ) .....	62
3.1	Diagramme des étapes de sélection des modèles pour la comparaison .....	76
3.2	Positionnement des différents marqueurs réfléchissants pour la détermination de la position du centre de masse .....	85

3.3	Points anatomiques à sonder pour le bassin selon les travaux de Dumas (2007)	86
3.4	Recalage des points anatomiques du bassin entre la position à l'avant du siège (figure de droite) et en position de propulsion (figure de gauche)	87
3.5	Organigramme du processus de caractérisation et d'utilisation du nouveau modèle	91
3.6	Différentes positions fixes prises par le participant lors de la détermination de la position du centre de masse	92
4.1	Comparaison de la vitesse et de l'accélération prédite par le modèle Cooper par rapport à la réalité	102
4.2	Comparaison des vitesses prédites par les modèles d'Hofstad et la vitesse réelle du FRM	103
4.3	Comparaison de la vitesse et de l'accélération prédites par le modèle ChénierWSC par rapport à la réalité	104
4.4	Comparaison des vitesses et accélérations prédites par les modèles ChénierUA par rapport à la réalité	105
4.5	Comparaison de la vitesse et de l'accélération prédites par le nouveau modèle par rapport à la réalité	106
4.6	Erreur quadratique moyenne (RMSE) de l'accélération selon le modèle	107
4.7	Valeur des RMSE des modèles retenus et visualisation des comparaisons significatives	110
5.1	Positionnement des marqueurs réfléchissants	136
5.2	Représentation des positions a – b – c – d – e à adopter par le participant	138

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau	Page
1.1 Variables et paramètres uniformisés du modèle de Shung et al.....	33
1.2 Variables et paramètres uniformisés du modèle Johnson et Aylor.....	36
1.3 Variables et paramètres uniformisés du modèle Cooper.....	39
1.4 Inclusions de différentes influences selon les modèles d'Hofstad.....	41
1.5 Variables et paramètres uniformisés des modèles de Hofstad.....	42
1.6 Variables et paramètres uniformisés du modèle Ohnabe et Mizuguchi.....	44
1.7 Variables et paramètres uniformisés du modèle Saint-Rémy.....	47
1.8 Variables et paramètres uniformisés du modèle Wang et al.....	50
1.9 Variables et paramètres uniformisés du modèle Crichlow.....	53
1.10 Variables et paramètres uniformisés du modèle Bascou.....	57
1.11 Variables et paramètres uniformisés du modèle Chénier (WSC).....	61
1.12 Inclusions des différents modèles développés par Chénier (2016).....	65

1.13	Variables et paramètres uniformisés du modèle Chénier (UA) .....	66
1.14	Paramètres les plus fréquents dans les modèles existants .....	68
3.1	Variables et paramètres du nouveau modèle.....	82
3.2	Démographie des participants .....	94
4.1	Position du centre de masse (CoM) – Plateformes de force (référence) vs. Capture du mouvement (essai du modèle) .....	99
4.2	Forces et coefficients moyens de résistance au roulement selon le participant et la distribution de masse retrouvée .....	100
4.3	Différence et valeur-p entre les différents modèles retenus .....	108
4.4	Taille d'effet du modèle Marquis par rapport aux modèles retenus .....	111
5.1	Variables d'entrée non-uniformisées des modèles .....	151
5.2	Variables d'état non-uniformisées des modèles .....	152
5.3	Variables de sortie non-uniformisées des modèles .....	153
5.4	Paramètres non-uniformisés des modèles .....	154

## LISTE DES ABBRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES

ANOVA	Analyse de la variance
BFR	Basketball en fauteuil roulant
DCL	Diagramme de corps libre
FR	Fauteuil roulant
FRB	Fauteuil roulant pour basketball
FRE	Fauteuil roulant électrique
FRM	Fauteuil roulant manuel
ISB	Société Internationale de Biomécanique (International Society of Biomechanics)
RMSE	Erreur moyenne quadratique (Root Mean Square Error)
TMS	Trouble musculosquelettique

## LISTE DES SYMBOLES ET DES UNITÉS

$\mu_{f,r}$	Coefficient de résistance au roulement des roues (avant et arrière)
$m$	Masse du système fauteuil-utilisateur
$m_i$	Masse des différents corps rigides considérés par le modèle ( $i = 11$ )
$M_{L,R}$	Moments appliqués sur les roues arrière (gauche et droite)
$R_{pr}$	Rayon des mains courantes
$x_i \text{ } X,Y,Z$	Position des différents corps rigides par rapport au fauteuil ( $i = 11$ )
$\dot{x}$	Vitesse linéaire du système fauteuil-utilisateur

NOTE : Les symboles relatifs à chaque modèle étudié sont présentés dans les tableaux 1-1 à 1-13.

## RÉSUMÉ

Les utilisateurs de fauteuils roulants manuels ont une prévalence à développer des troubles musculosquelettiques à la suite d'une utilisation répétée des membres supérieurs lors de déplacements quotidiens. Afin de comprendre les causes d'un tel problème et tenter d'y remédier, il faut étudier et comprendre davantage les facteurs biomécaniques de propulsion en fauteuil roulant manuel. L'analyse de la propulsion sur simulateur est une méthode intéressante pour y arriver, puisqu'elle permet d'étudier la tâche dans un contexte contrôlé et sécuritaire pour l'utilisateur. Cependant, les simulateurs actuels se basent sur des modèles qui simplifient grandement le contexte de la propulsion en fauteuil roulant manuel, ce qui ne permet pas de reproduire des conditions de propulsion fidèles à la réalité. Ce projet de maîtrise constitue donc le développement d'un nouveau modèle dynamique de la propulsion en fauteuil roulant manuel afin d'augmenter le niveau de réalisme de l'estimation du comportement de l'utilisateur et de son fauteuil.

Une revue des connaissances sur les équipements permettant de réaliser et de quantifier la propulsion en fauteuil roulant manuel est tout d'abord présentée, suivie d'une revue des modèles déjà existants dans la littérature. La définition du nouveau modèle est ensuite abordée, ainsi que des méthodes permettant de caractériser la position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur et de retrouver la valeur de la force de propulsion, de résistance au roulement et inertielle tout au long d'une tâche de propulsion. Le nouveau modèle permet d'estimer la vitesse linéaire du fauteuil lors d'une tâche de propulsion linéaire à l'aide, entre autres, des forces appliquées sur la main courante des roues arrière et de mesures cinématiques des membres de l'utilisateur.

À la suite de collecte de données effectuées avec 7 participants, la validation du nouveau modèle s'est fait en comparant son estimation de l'accélération linéaire à l'accélération linéaire réelle du fauteuil. Une analyse similaire a été effectuée avec quatre modèles antécédents. L'erreur de prédiction moyenne quadratique (RMSE) du nouveau modèle ( $RMSE = 1,2465 \pm 0,4237$ ) s'est révélée être significativement plus faible que la RMSE des modèles antécédents ( $RMSE = 1,3356$  à  $RMSE = 1,8101$ ), ce qui permet d'affirmer que le nouveau modèle estime la propulsion linéaire en fauteuil roulant manuel de façon plus réaliste.



On peut alors analyser plus fidèlement la tâche en question afin d'en comprendre davantage sur les impacts de la propulsion manuelle. Également, un simulateur qui intègre ce nouveau modèle deviendra plus réaliste lors de la réalisation de tâches de propulsion. Conséquemment, il sera possible de conseiller plus adéquatement les professionnels de la santé sur l'utilisation du fauteuil roulant manuel, ainsi que d'apporter des ajustements au fauteuil ou à la technique de l'utilisateur pour minimiser le développement de troubles musculosquelettique chez celui-ci.

Mots clés : Fauteuil roulant manuel, Modélisation, Biomécanique, Dynamique, Simulation, Troubles musculosquelettiques, Propulsion, Paramétrisation, Réadaptation, Aide technique

## ABSTRACT

Manual wheelchair users have a prevalence of developing musculoskeletal disorders as a result of repeated use of the upper limbs during daily commuting. In order to understand the causes of such a problem and attempt to remedy it, there is a need to further study and understand the biomechanical factors of manual wheelchair propulsion. The propulsion analysis on a simulator is an interesting method to achieve this, since it allows the task to be studied in a controlled and safe context for the user. However, current simulators are based on models that greatly simplify the context of propulsion with a manual wheelchair, which does not allow us to analyse wheelchair propulsion in conditions that faithfully represents reality. This master's project constitutes the development of a new dynamic model of manual wheelchair propulsion that increases the level of realism when estimating the behavior of the user and his wheelchair.

A literature review on the equipment used to perform and quantify manual wheelchair propulsion is first presented, followed by a review of the models already existing in the literature. The new model is then defined, as well as methods to characterize the position of the center of mass of the wheelchair-user system and to find the value of the propulsive force, rolling resistance and inertial throughout a propulsion task. The new model makes it possible to estimate the linear speed of the wheelchair during a linear propulsion task using, among other things, the forces applied to the pushrim of the rear wheels and kinematic measurements of the user's body segments.

Following data collection with 7 participants, validation of the new model was done by comparing its estimate of linear acceleration to reality. A similar comparison was performed with four previous dynamic models. The root mean square prediction error (RMSE) of the new model ( $RMSE = 1.2465 \pm 0.4237$ ) was found to be significantly lower than the RMSE of the previous models ( $RMSE = 1.3356$  to  $RMSE = 1.8101$ ), which confirms that the new model estimates linear propulsion in manual wheelchair more realistically.

Using this model, we can analyze more faithfully the propulsion task in order to understand more about the impacts of manual propulsion, as well as integrating the new model into a simulator to increase the level of realism during the realization of propulsion tasks. In a near future, it will be possible to more adequately advise health

professionals on the use of the manual wheelchair, as well as to make adjustments to the wheelchair or to the user's technique to minimize the development of musculoskeletal disorders in the latter.

Keywords: Manual wheelchair, Modeling, Biomechanics, Dynamics, Simulation, Musculoskeletal disorders, Propulsion, Parametrization, Rehabilitation, Technical assistance

## INTRODUCTION

L'incapacité liée à la mobilité touche un nombre important de personnes au Canada et ce nombre ne cesse d'augmenter, compte tenu du vieillissement de la population (Giesbrecht, 2017). En effet, plus de 288 800 personnes au Canada sont des utilisateurs de fauteuils roulants, soit près de 1% de la population (Smith *et al.*, 2016). Les contextes de chaque personne ayant une incapacité sont d'autant plus nombreux et complexes, certains ayant accès à l'utilisation totale ou partielle des membres supérieurs tandis que, chez d'autres, l'utilisation de ces membres est impossible. Les utilisateurs ayant conservé l'usage des membres supérieurs peuvent alors avoir recours à un fauteuil roulant à propulsion manuelle plutôt qu'à propulsion par moteurs électriques. Au Québec seulement, au moins 47 000 personnes nécessitent un fauteuil roulant manuel (FRM) (Camirand *et al.*, 2011). On observe une prévalence chez les utilisateurs de FRM à avoir une limitation d'activités, un isolement social et des complications médicales (Fernhall *et al.*, 2008) causés par leur environnement qui peut présenter davantage de contraintes. Bien que l'activité physique doit être favorisée, ainsi que l'apprentissage de diverses tâches techniques en FRM pour faciliter le déplacement (e.g. *wheelie*, propulsion, évitement d'obstacles) (Coolen *et al.*, 2004 ; Slater et Meade, 2004), la locomotion en FRM engendre des contraintes élevées et répétées aux articulations des membres supérieurs, particulièrement aux épaules. Conséquemment, on retrouve un risque important de développer des troubles musculosquelettiques (TMS) chez les utilisateurs de FRM (Finley et Rodgers, 2004).

Par conséquent, il est essentiel de comprendre davantage les facteurs biomécaniques en jeu lors de l'utilisation d'un FRM, principalement lors de la propulsion, pour tenter de minimiser l'apparition de TMS chez les utilisateurs. Pour ce faire, il est possible

d'avoir recourt à un simulateur de FRM qui permettrait la pratique de tâches diverses dans un environnement contrôlé et exempt de danger pour l'utilisateur. Cependant, aucun simulateur de FRM n'est présentement capable de simuler fidèlement le comportement du fauteuil durant la propulsion, car les modèles dynamiques reproduits par ces simulateurs de FRM sont limités. Afin de répondre à ce problème, le développement et la validation d'un nouveau modèle pourraient être intéressants pour l'étude de la propulsion en FRM.

Le sujet de ce projet de maîtrise a comme but de répondre aux trois objectifs suivants :

- 1- Développer un modèle dynamique de l'utilisateur et de son FRM pour la propulsion en FRM.
- 2- Caractériser les paramètres nécessaires au modèle pour la simulation de la propulsion en FRM.
- 3- Valider le nouveau modèle en comparant son réalisme par rapport aux modèles existants.

La réalisation de ce travail permettra d'améliorer la modélisation de la propulsion en FRM afin de permettre une meilleure simulation du comportement du fauteuil, entre autres pour une utilisation sur le simulateur développé par Chénier et al. (2014).

Premièrement, une revue des connaissances sera présentée et permettra de définir les équipements pour la réalisation de tâches et les instruments de mesures utilisées dans l'étude dynamique en FRM. Par la suite, l'étude dynamique en FRM sera décrite, suivie par la présentation des modèles dynamiques de la propulsion en FRM déjà existants. Deuxièmement, la méthodologie sera présentée, celle-ci regroupant les méthodes employées pour caractériser les différents paramètres nécessaires et les étapes des collectes de données expérimentales. Par après, les résultats des collectes de données seront présentés et une discussion permettra d'expliquer et d'analyser ces derniers, afin de conclure sur le projet de maîtrise réalisé.

## CHAPITRE I

### REVUE DE LITTÉRATURE

Avant d'entamer le développement d'un nouveau modèle, il est essentiel de définir les appareils de mesure et les équipements stationnaires permettant de réaliser des analyses biomécaniques de la propulsion d'un FRM afin de s'assurer que le modèle à développer pourra être utilisé en pratique. De plus, il est nécessaire de préciser ce qu'est la modélisation dynamique et les éléments à caractériser, principalement dans le contexte de la propulsion en FRM, pour ainsi permettre une compréhension des principes théoriques auxquels ce travail fera référence. Afin d'y arriver, la section 1.1 portera sur les instruments de mesures utilisées lors de l'étude dynamique en FRM, alors que la section 1.2 présentera des équipements stationnaires permettant l'étude de tâches en FRM. Ensuite, la section 1.3 expliquera la théorie du modèle dynamique, tandis que la section 1.4 définira l'étude dynamique en FRM.

Plusieurs modèles de la propulsion en fauteuil roulant ont été développés depuis 1983 (Chenier *et al.*, 2016 ; Cooper, 1990 ; Johnson et Aylor, 1985 ; Saint Remy, 2005 ; Shung *et al.*, 1983), tentant chacun de mieux prédire le comportement du FRM que le modèle précédent. Dans le but de s'interroger sur les éléments déjà caractérisés par ces modèles et d'établir les paramètres de chacun, la section 1.5 présentera les modèles dynamiques de FRM déjà existants.

## 1.1 Instruments de mesures utilisés pour l'étude dynamique en FRM

Dans le but de favoriser une vie saine et active, la pratique de l'activité physique est impérative (Warburton et Bredin, 2017). Pour les utilisateurs de fauteuils roulants, il est d'autant plus important d'exercer la pratique de l'activité physique pour favoriser la réalisation de leurs activités de la vie quotidienne (Devillard *et al.*, 2007), puisque ceux-ci tendent à être plus sédentaires. Néanmoins, l'exercice peut se révéler difficilement accessible pour les personnes en fauteuil roulant (Fernhall *et al.*, 2008), d'autant plus que 50% de ces personnes risquent de développer des troubles musculosquelettiques aux membres supérieurs liés à l'utilisation du FRM (Finley *et al.*, 2004 ; Sie *et al.*, 1992). Conséquemment, il est difficile de réduire les troubles de santé liés à la sédentarité tout en réduisant les troubles musculosquelettiques (TMS) liés à la propulsion d'un FRM. Il est donc important d'étudier d'un point de vue biomécanique la dynamique de la propulsion en fauteuil roulant si l'on désire en connaître d'avantage sur les causes des TMS et ainsi minimiser leurs effets sur la pratique de l'activité physique. Dans le cadre de cette revue des connaissances, une attention particulière sera accordée aux instruments modernes qui pourraient améliorer l'étude dynamique de la propulsion d'un FRM, soit la capture du mouvement et les centrales inertielle pour les mesures cinématiques, ainsi que les roues instrumentées pour les mesures cinétiques.

### 1.1.1 Mesure du mouvement

#### 1.1.1.1 Système de caméras optoélectroniques

Afin de mesurer les mouvements des segments du corps, il est possible de placer des marqueurs sur des points anatomiques et d'utiliser un appareil qui mesure leur position 3D. Les marqueurs peuvent être de type actif (voir figure 1-1a) lorsque les marqueurs émettent eux-mêmes un signal infrarouge capté par les caméras. D'autre part, les marqueurs peuvent être de type passif (voir figure 1-1b), où ces derniers sont

enveloppés d'un matériau réfléchissant et renvoient aux caméras le signal infrarouge émis par celles-ci.



Figure 1.1 a) Marqueur de type actif (NDI<sup>®</sup>) b) Marqueurs de type passif (Qualisys<sup>®</sup>)

Les marqueurs actifs sont normalement composés de groupes de marqueurs reliés par des fils électriques, ce qui peut parfois contraindre les mouvements de l'utilisateur lors de l'exécution de tâches. De plus, puisque les marqueurs sont reliés entre eux en série, un problème technique provenant d'un seul marqueur empêchera l'ensemble des marqueurs de fonctionner. Toutefois, le marqueur actif émet son propre signal et permet d'avoir un suivi très précis, même lorsque plusieurs marqueurs sont proches les uns des autres. Pour leur part, les marqueurs passifs ont l'avantage d'être moins dispendieux que les marqueurs actifs, moins fragiles et moins contraignants. Par le passé, le suivi d'un marqueur passif pouvait être plus difficile qu'avec un marqueur actif, puisque les caméras ne peuvent pas les différencier l'un de l'autre. Heureusement, l'amélioration des différents équipements de capture du mouvement permet maintenant de retrouver une précision et une stabilité très similaire entre les deux types de marqueurs (erreur 3D inférieure à 0.8 mm (Optitrack, 2018)).

L'utilisation d'équipement de capture du mouvement contraint toutefois le participant à effectuer la tâche étudiée dans un espace délimité par le champ de vision des caméras



optoélectriques (voir Figure 1.2). L'enregistrement de tâches aux déplacements limités peut s'effectuer aisément lorsque le FRM est presque immobile, cependant il est difficile de faire l'acquisition de tâches sur le terrain (e.g. ski, course sur piste). Finalement, l'utilisation de la capture du mouvement nécessite d'effectuer une calibration, où la position et l'angle des caméras doivent être bien établis afin de permettre un suivi optimal des marqueurs. Bien que certaines études se penchent sur le développement de méthodes efficaces pour l'estimation des paramètres de calibration (Aissaoui *et al.*, 2014, 2018), cette dernière est souvent effectuée de manière intuitive et empirique. Il est donc conseillé de laisser le système de capture de mouvement à un emplacement fixe, afin de limiter le temps de calibration nécessaire entre chaque collecte de données. Selon le contexte, certaines lacunes d'un système de caméras optoélectriques peuvent donc être palliées par un système de navigation inertielle, c'est pourquoi la section suivante précisera ce type d'équipement.



Figure 1.2 Représentation d'un système de capture du mouvement et d'un sujet (Optitrack, 2019)

### 1.1.1.2 Système de navigation inertielle

Un système de navigation inertielle permet de retrouver les positions, les vitesses et les orientations d'un objet en mouvement en combinant les mesures de centrales inertielles à des algorithmes d'intégration (voir Figure 1.3). À l'aide des triades de gyroscopes et d'accéléromètres qui composent la centrale inertielle, le système peut retrouver des variables cinématiques sans avoir besoin d'équipements externes. De ce fait, ce système est régulièrement utilisé dans le domaine aérospatial, de l'aviation ou de l'automobile, afin de pallier les situations où un système GPS n'est pas disponible (e.g. à l'intérieur d'un tunnel, brouillage GPS, sous l'eau). On peut aussi retrouver la présence de magnétomètres à la centrale inertielle, ce qui permet de connaître l'orientation de l'unité inertielle par rapport au champ magnétique terrestre.

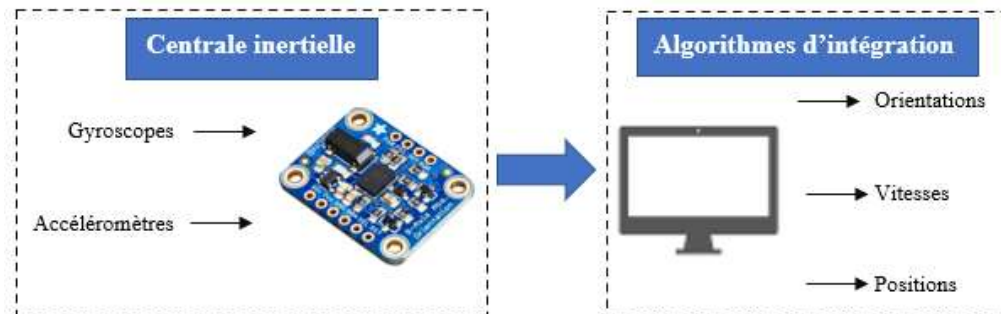


Figure 1.3 Schéma conceptuel d'un système de navigation inertielle

Avec l'intérêt grandissant dans le domaine de la santé sur les technologies portables (Iosa *et al.*, 2016 ; Patel *et al.*, 2012), le développement de systèmes inertiels a rapidement évolué et certains modèles commerciaux reconstruisent les mouvements cinématiques d'un individu, par exemple le système Xsens<sup>®</sup> (Al-Amri *et al.*, 2018) ou ViMove<sup>®</sup> (Mjøsund *et al.*, 2017). Ces produits permettent d'intégrer les orientations de plusieurs segments de l'individu en utilisant de multiples centrales inertielles. Avec le traitement de ces données, on peut estimer la cinématique complète d'un individu en

mouvement, sans limiter ses actions dans une zone fixe comme le font les systèmes de caméras optoélectroniques. Il devient aussi intéressant d'utiliser un système de ce genre lorsque les mouvements à l'étude présenteraient beaucoup d'occlusion de marqueurs pour un système de caméras optoélectroniques, car les centrales inertielles n'ont pas besoin d'être visibles par un équipement additionnel.

Cependant, un système de navigation inertiel se base sur des algorithmes qui introduisent une dérive, augmentant l'erreur de mesure au fil du temps. Afin de pallier ce problème, il est possible de combiner un système de navigation inertielle à un autre type de système, notamment un GPS ou des caméras optoélectroniques, et de corriger ainsi la dérive par l'utilisation d'algorithmes spécifiques (e.g. filtre de Kalman) (Brodie *et al.*, 2008 ; Caron *et al.*, 2006 ; Mayhew, 1999). Toutefois, le système de navigation inertielle requiert alors un autre système avec cette méthode, supprimant alors son principal avantage d'être indépendant.

En résumé, l'utilisation de caméras optoélectroniques peut s'avérer plus intéressante que l'utilisation d'un système inertiel lorsque le contexte de prise de mesures permet d'accomplir la tâche dans un environnement contraint, telle que la propulsion en FRM avec un équipement stationnaire. De plus, un système optoélectronique permet d'obtenir directement la position des marqueurs lors du traitement de données comparativement à un système inertiel qui obtient des mesures moins intuitives par ses gyroscopes, accéléromètres et magnétomètres. L'utilisation de centrales inertielles a déjà été faite sur un fauteuil roulant, mais n'a jamais été validée et les manoeuvres de calibration sont difficilement praticables en dehors d'interférence magnétique dans le contexte du FRM. Finalement, un système optoélectronique devient peu performant lorsque la tâche comporte beaucoup de risques d'occlusion pour les marqueurs ou lorsqu'elle peut difficilement se réaliser dans la zone d'acquisition des caméras, tandis qu'un système de navigation inertielle excelle dans ces contextes par l'absence de ces contraintes.

### 1.1.2 Mesure des forces

En analyse dynamique du FRM, l'utilisation de roues arrière instrumentées permet de mesurer les forces et les moments appliqués sur chacune de ces roues. Dans la dernière décennie, les roues SmartWheel<sup>TM</sup> ont fréquemment été utilisées (Asato *et al.*, 1993 ; Boninger *et al.*, 2002 ; Chénier *et al.*, 2017 ; Gagnon *et al.*, 2016 ; Robertson *et al.*, 1996 ; Vanlandewijck *et al.*, 2001) en offrant une solution commerciale pour les chercheurs et cliniciens (voir Figure 1.4). La roue SmartWheel<sup>TM</sup> possède trois paires de capteurs de force, permettant de mesurer six forces de réaction. Grâce à ces mesures et à un encodeur optique qui obtient l'angle de rotation, la roue instrumentée détermine par la suite les forces et moments selon les axes X, Y et Z de la roue, ainsi que son angle de rotation.



Figure 1.4 Représentation de la roue SmartWheel<sup>TM</sup>

À l'aide d'une roue instrumentée, on peut effectuer l'analyse biomécanique de la propulsion en FRM en calculant des variables cinétiques telles que le moment de propulsion, le moment généré par la main, la force totale ou la force tangentielle. En premier lieu, la force totale est définie par l'équation (1-1) et représente la force fournie

par l'utilisateur pour propulser le FRM, soit la résultante des forces mesurées par la roue instrumentée selon ses trois axes indiqués à la figure 1-5:

$$F_{totale} = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad (1-1)$$

Toutefois, ce n'est pas l'ensemble de la force fournie par l'utilisateur qui est efficace à la propulsion, car une partie de celle-ci n'offre aucune contribution au moment de propulsion. En effet, une partie de la force est directement dirigée vers le centre de la roue, où seulement une force radiale est retrouvée, tandis qu'une force médio-latérale ( $F_z$ ) produit un moment augmentant uniquement la contrainte en flexion de l'essieu de la roue ( $M_x$ ). La force utile à la propulsion, qui produit le moment de propulsion et qui se retrouve être la force souvent utilisée par les modèles (Cooper, 1990 ; Crichlow, 2011 ; Ohnabe et Mizuguchi, 2001 ; Saint Remy, 2005), est donc tangente au rayon de la main courante et peut se calculer par l'utilisation des moments (équation 1-2) ou des forces (équation 1-3) si on connaît le point d'application de la force sur la main courante ( $\varphi$ ):

$$F_{tangente} = \frac{M_{Hz} - M_z}{r_H} \quad (1-2)$$

$$= F_x \cos\varphi - F_y \sin\varphi \quad (1-3)$$

En deuxième lieu, le moment de propulsion de l'équation (1-2) représente une grandeur cinétique permettant de faire tourner la roue du FRM et, conséquemment, permet le déplacement du FRM dans l'espace. Ce moment, défini par l'équation (1-4), est composé du moment axial provenant de la force tangente ( $F_{tan} * r_H$ ), ainsi que du moment généré par la main de l'utilisateur ( $M_{Hz}$ ), identifié à la figure 1-5:

$$M_z = M_{Hz} + F_{tan} * r_H \quad (1-4)$$

Dû aux contraintes biomécaniques des membres supérieurs lors de l'interaction humain-machine, la propulsion en FRM nécessite d'effectuer une déviation ulnaire pour appliquer correctement une force propulsive sur la main courante (Guo *et al.*, 2003). Cette déviation du poignet introduit alors ce moment supplémentaire ( $M_{Hz}$ ), généré par la main, où ce dernier est normalement dans le sens contraire du moment de propulsion ( $M_z$ ) et peut représenter jusqu'à 40% du moment autour de la roue lors de tâches de montées ou de démarrages (van der Woude *et al.*, 2001). Cependant, ce moment peut être négligeable en absence de pente et en régime permanent (Veeger *et al.*, 1991).

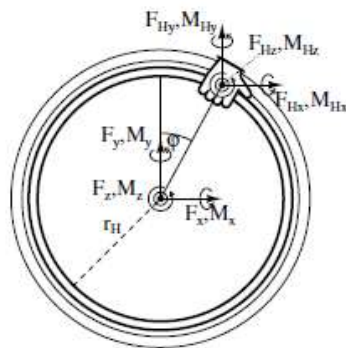


Figure 1.5 Représentation des forces et moments en jeu sur la roue lors de la propulsion en FRM (tiré de Chénier (2012) et reproduit avec autorisation de Chénier<sup>©</sup>)

Bien que la roue instrumentée SmartWheel<sup>TM</sup> permette de mesurer ces variables importantes, elle est malheureusement très lourde (4,08kg excluant le pneu) comparativement à une roue de FRM (jusqu'à 586g excluant le pneu (Spinergy<sup>©</sup> LXL)), ce qui peut entraîner un biais lors de prises de mesures. De plus, la conception du support de la main courante diffère grandement de la fixation traditionnelle par la

présence des jauges de déformation, modifiant la rigidité de la main courante et sa prise en main. Ainsi, la puissance transmise pour la propulsion entre la roue instrumentée et une roue de FRM régulière n'est pas identique. De plus, cet instrument de mesure n'est plus fabriqué depuis 2015, ce qui complique la résolution de problèmes sur les roues encore en circulation et l'accès à cette technologie. La roue Optipush<sup>TM</sup> a également été disponible commercialement (Vegter *et al.*, 2010), cependant cette dernière n'est plus fabriquée aussi. Actuellement, il n'existe aucune autre solution sur le marché, c'est pourquoi certains chercheurs ont tenté de concevoir de nouvelles roues de FRM instrumentées personnalisées (Goosey-Tolfrey *et al.*, 2001 ; Limroongreungrat *et al.*, 2009 ; Pelland-Leblanc, 2014), mais aucune de celles-ci n'est présentement commercialisée. Cette situation peut donc avoir des répercussions sur le développement des futurs simulateurs de FRM, car ceux qui ont besoin des forces et moments appliqués sur les roues (Chénier, 2012 ; Crichlow, 2011) comme variables d'entrée nécessitent ce genre d'instrument. Malgré ses limitations, la roue SmartWheel<sup>TM</sup> est toutefois très utile pour l'analyse dynamique de la propulsion en FRM et reste à ce jour l'instrument de prédilection pour la mesure de données cinétiques.

## 1.2 Équipements stationnaires permettant l'étude de tâches en FRM

La propulsion est l'une des tâches les plus étudiées en FRM (Desroches *et al.*, 2008 ; van der Woude *et al.*, 2001 ; Vanlandewijck *et al.*, 1994), puisqu'elle demande des efforts mécaniques élevés, ce qui représente une action potentiellement critique à l'intégrité musculosquelettique des utilisateurs de FRM. Afin d'étudier le système fauteuil-utilisateur lors de la propulsion en FRM, on peut avoir recours à des équipements permettant de réaliser la tâche de manière stationnaire. Contrairement à des études sur le terrain, ces équipements ont l'avantage de permettre une réalisation de tâches dans un environnement contrôlé, l'utilisation d'équipements de mesure fixes et des prises de mesures prolongées permettant de mesurer une grande quantité de cycles de propulsions. D'ailleurs, les mesures effectuées sur le terrain peuvent aussi être déterminées lors de l'utilisation d'un équipement stationnaire, telles que la mesure de la cadence des poussées, la vitesse moyenne du FRM ou les forces appliquées sur les mains courantes. Ce type d'équipement est aussi intéressant pour la pratique d'une tâche précise, par exemple lorsque l'utilisateur peut s'entraîner à corriger sa méthode de propulsion (Symonds *et al.*, 2018) et ainsi minimiser le risque de développer des TMS.

Les sous-sections suivantes se penchent donc sur ces équipements adaptés qui permettent la réalisation de la propulsion en FRM dans un contexte de recherche, avec une emphase sur le réalisme de la propulsion sur ces appareils. On y retrouve les tapis roulants, les ergomètres à rouleaux et les simulateurs.



### 1.2.1 Tapis roulant

Le tapis roulant est l'un des équipements d'entraînement physique permettant de pratiquer la locomotion humaine. Comparativement à un tapis roulant standard, l'adaptation pour la propulsion en FRM nécessite une bande de tapis généralement plus large, ou bien deux bandes où chacune est exclusive à un côté du fauteuil (droit et gauche) (voir Figure 1.6).

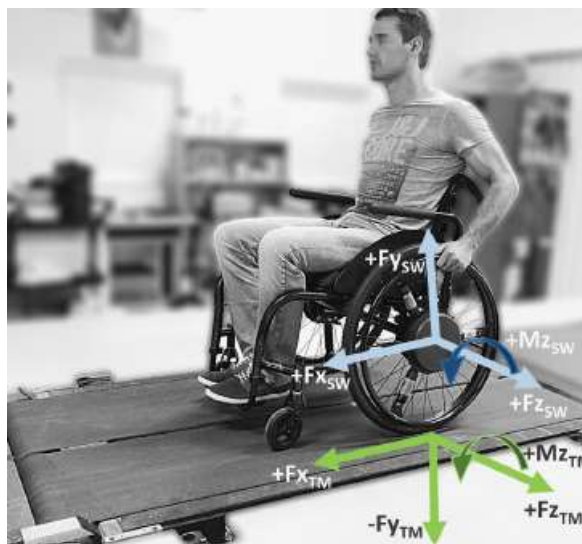


Figure 1.6 Tapis roulant à bandes doubles (Gagnon et al., 2016) (reproduit avec autorisation de Elsevier<sup>©</sup>)

Vu sa plus grande simplicité, le tapis roulant à bande simple est plus répandu dans la littérature que son homologue à bandes multiples (Bazzi-Grossin *et al.*, 1995 ; Sagawa *et al.*, 2010 ; van der Woude *et al.*, 2001 ; Vanlandewijck *et al.*, 1994 ; Zepeda *et al.*, 2016). L'utilisation de bandes doubles offre la possibilité d'avoir les roues arrière du FRM indépendantes, permettant à l'utilisateur de rester parallèle au tapis roulant lors de chaque poussée tout en maintenant une vitesse angulaire différente pour chacune des roues arrière. Conséquemment, il devient possible d'étudier des tâches qui ne sont pas purement symétriques. Finalement, le tapis roulant permet au FRM un mouvement

réaliste en bougeant plutôt librement dans l'espace, car ce dernier n'est généralement pas attaché de façon rigide au tapis roulant.

Néanmoins, le tapis roulant a plusieurs limitations lors de son usage en FRM. Premièrement, sa vitesse est fixe, ce qui ne permet pas à l'utilisateur de faire varier sa vitesse linéaire de façon naturelle et instantanée. Cette limitation empêche l'étude des accélérations, car la variation de la vitesse peut uniquement s'effectuer par l'utilisation de la console du tapis roulant. Deuxièmement, tout type de mouvement curviligne ne peut être réalisé sur un tapis roulant compte tenu de l'utilisation de bandes (Chénier *et al.*, 2015) et il est uniquement possible d'effectuer des propulsions linéaires de manière symétrique lorsqu'une seule bande de tapis est utilisée, car les roues du FRM se retrouvent solidaires entre elles. En revanche, lors de l'utilisation d'un tapis à bandes doubles, le possible carrossage des roues arrière peut avoir tendance à écarter les bandes, occasionnant alors une usure rapide du tapis roulant. Troisièmement, de par le fonctionnement du tapis roulant, ce dernier comporte des risques de chute plus élevés que les équipements de mesures où le fauteuil est fixe. Pour pallier ces risques, il est possible de fixer le fauteuil du sujet pour éviter le mouvement médiolatéral, toutefois cette contrainte physique peut présenter une influence externe sur la méthode de propulsion, qui peut alors diminuer le réalisme de la propulsion.

Pour certaines utilisations précises, il est possible d'utiliser le tapis roulant sans pour autant être influencées par les limitations de celui-ci, soit pour l'entraînement en endurance (Lakomy *et al.*, 1987), en force (Molik *et al.*, 2017), ou même en technique de propulsion avec feedback visuel (Degroot *et al.*, 2009). Cependant, lors de l'étude dynamique de tâches complexes telles que les accélérations, changements de direction ou tâches combinées, il est préférable de se tourner vers l'utilisation d'ergomètres à rouleaux ou de simulateurs pour des acquisitions plus sécuritaires et plus fidèles au comportement réel de l'utilisation du FRM.

### 1.2.2 Ergomètre à rouleaux

L'ergomètre possède une ou deux paires de rouleaux sur lesquelles les roues du FRM sont déposées, tandis que le FRM est fixé par son cadre. Les rouleaux peuvent être indépendants de chaque côté du FRM, permettant à l'ergomètre de simuler une propulsion curvilinéaire (Chenier *et al.*, 2014) et de mesurer de façon indépendante l'influence des roues arrière sur le comportement du FRM (Boninger *et al.*, 2002 ; DiGiovine, 2001). L'ergomètre offre une résistance aux forces de propulsion de l'utilisateur, provenant généralement de l'inertie du système, de la friction entre les pièces mobiles ou d'une résistance appliquée par l'utilisation de freins (Devillard *et al.*, 2001). Devant la simplicité mécanique de la plupart des ergomètres, ils sont les dispositifs les plus abordables financièrement (Khelia, 2003) et sont largement utilisés dans le domaine de la recherche (Bazzi-Grossin *et al.*, 1996 ; Chenier *et al.*, 2014 ; Devillard *et al.*, 2001 ; DiGiovine, 2001 ; Rodgers *et al.*, 1994 ; Salimi et Ferguson-Pell, 2018). Étant donné que le fauteuil est fixe, les problèmes de sécurité liés au tapis sont éliminés. De plus, l'ergomètre peut s'adapter à différents types de FRM (e.g. régulier, course, basketball) (Khelia, 2003), car les seuls points de contact avec le FRM se situent au niveau des roues arrière et du cadre (voir Figure 1.7).



Figure 1.7 Ergomètre à rouleaux dédié au para-athlétisme

Sans l'apport de la simulation, l'ergomètre de base est toutefois limité, car l'inertie et la résistance reproduites par l'ergomètre sont déterminées par ses propres caractéristiques (inertie des rouleaux, résistance entre les rouleaux et les roues du fauteuil). Ainsi, l'ergomètre pourrait difficilement simuler une variation de la surface ou de l'inclinaison du sol, où une variation rapide ou progressive des résistances des rouleaux serait nécessaire. De plus, cet équipement néglige le mouvement du centre de gravité de l'utilisateur pendant la tâche (Vanlandewijck *et al.*, 2001), diminuant son réalisme et sa précision lors de son utilisation. En effet, la position du centre de gravité influence plusieurs facteurs de la propulsion en FRM (Sprigle et Huang, 2015), notamment la résistance au roulement des roues. Par exemple, l'utilisateur qui se penche vers l'avant ferait augmenter la résistance au roulement des roues avant et diminuerait celle des roues arrière et, conséquemment, les résistances des rouleaux devraient varier. Or, l'ergomètre ne permet pas de simuler cette variation des résistances, car la fixation du fauteuil néglige la présence des roues avant, où celles-ci ne sont pas sur des rouleaux et ne tournent pas. On observerait alors une diminution de la résistance de roulement globale, lorsqu'en réalité elle devrait augmenter.

L'ergomètre n'est donc pas sans limitations, néanmoins son concept mécanique efficace est idéal comme point de départ au développement d'un simulateur, où ce dernier aurait le potentiel de contrer la plupart des lacunes d'une utilisation exclusive de l'ergomètre par l'ajout d'une boucle de contrôle au système.

### 1.2.3 Simulateurs

Depuis quelques années, la simulation a été introduite dans plusieurs domaines, tels que ceux de la chirurgie (Bric *et al.*, 2016), de la gynécologie (Paquette *et al.*, 2017), de l'aviation (Powell-Dunford *et al.*, 2016) ou, dans le cas présent, la propulsion en FRM (Harrison *et al.*, 2010). Un simulateur pour FRM est généralement composé d'un modèle mathématique combiné à un système électromécanique qui peut prendre la forme d'un ergomètre ou d'un système personnalisé (Chenier *et al.*, 2014 ; Crichlow, 2011 ; Niesing *et al.*, 1990). Basé sur les informations en temps réel de l'utilisateur et de son environnement, le simulateur permet de changer le comportement de l'ergomètre et ainsi offrir un retour d'information à l'utilisateur, par exemple par une variation de la résistance des rouleaux ou une information visuelle à l'aide de réalité virtuelle (Salimi et Ferguson-Pell, 2018). En fonction des éléments qui le composent (voir Figure 1.8), un simulateur peut donc se retrouver hautement réaliste comparativement aux tapis roulants et aux ergomètres conventionnels, car ce dernier ajoute de l'information à ces deux types d'équipements déjà disponibles.

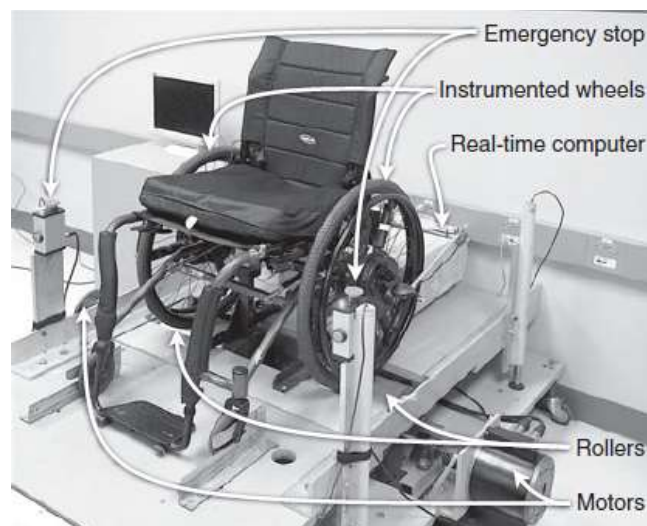


Figure 1.8 Conception d'un simulateur de FRM (Chenier *et al.*, 2014) (reproduit avec autorisation de IEEE<sup>©</sup>)

Compte tenu de leur conception rudimentaire, les simulateurs de FRM antérieurs étaient limités sur les tâches qu'ils pouvaient simuler, ce qui explique en partie le manque d'analyse de tâches techniques. Jusqu'en 2010, les simulateurs n'utilisaient qu'une série d'éléments mécaniques et électriques pour permettre la variation des influences externes sur l'utilisateur, tels que des moteurs, des embrayages et des freins (Harrison *et al.*, 2010). Ces dernières années, de tels simulateurs ont été utilisés pour étudier et améliorer les techniques de propulsion (Symonds *et al.*, 2018). Or, les conditions simulées étaient toujours une propulsion en ligne droite, ce qui ne permet pas d'évaluer et d'entraîner les habiletés en FRM lors de tâches techniques comme le contournement d'obstacle, la propulsion à reculons ou la propulsion sur dévers latéraux tels que les chaînes de trottoir.

À l'aide de composantes additionnelles sur le simulateur (e.g. roues instrumentées, rouleaux motorisés), il est maintenant possible de produire un retour d'information haptique à l'utilisateur en modifiant instantanément la résistance ressentie par l'utilisateur. Par exemple, le simulateur développé par Chénier (Chénier *et al.*, 2014) reproduit, à l'aide d'un ordinateur, un modèle dynamique du FRM qui simule la trajectoire d'un fauteuil virtuel en fonction des moments qu'il applique sur les roues. Un schéma conceptuel de ce simulateur est présenté à la Figure 1.9.

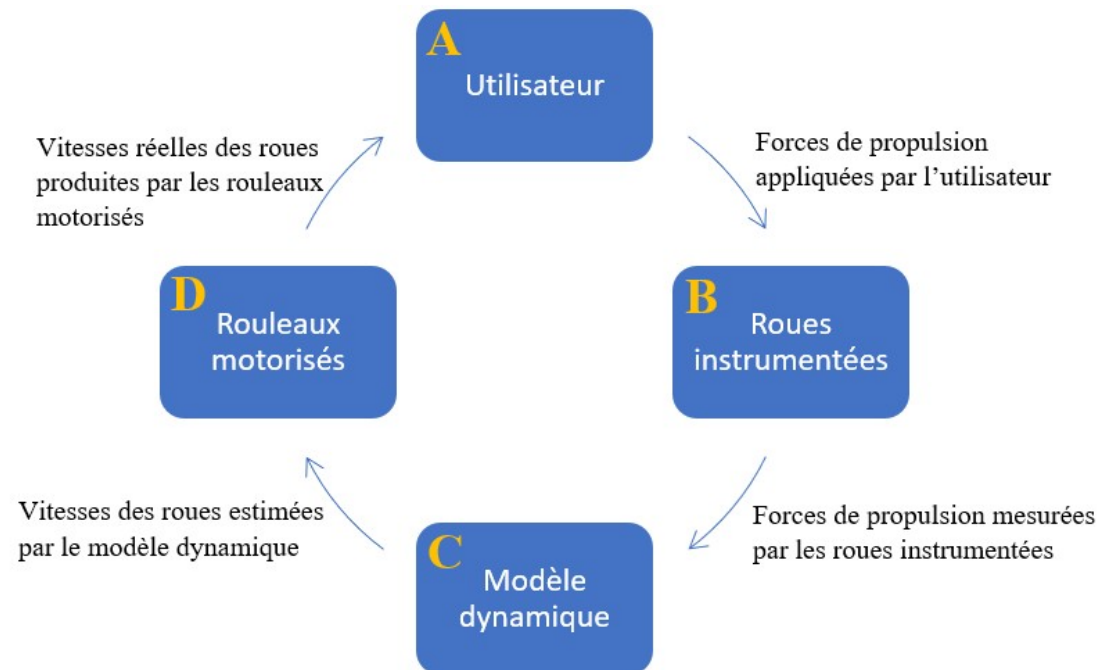


Figure 1.9 Schéma conceptuel du simulateur de Chenier et al. (2014)

Afin de retrouver un simulateur intéressant pour l'étude dynamique de la propulsion en FRM, ce dernier doit aussi respecter certaines contraintes physiques qui pourraient, dans le cas inverse, biaiser la réalisation de tâches. À titre d'exemple, le simulateur de Crichlow (Crichlow, 2011) ne permettrait pas à l'individu d'utiliser son fauteuil roulant personnel, limitant le réalisme de ce dernier. Les roues arrière sont fixées latéralement en leur centre par l'assemblage des moteurs d'entraînement, forçant l'utilisateur à utiliser un siège personnalisé et non un FRM standard. Les moteurs, gênant alors la zone d'atteinte des mains de l'utilisateur, ne lui permettent pas d'effectuer une propulsion de manière adéquate. En effet, une des recommandations du Consortium for Spinal Cord Medicine (Boninger *et al.*, 2005) est de ramener les mains vers le bas lors de la poussée en FRM, ce qui est impossible sur un tel simulateur, où on retrouve une prévalence à la propulsion de type ARC (Boninger *et al.*, 2002) qui est spécifiquement à éviter.

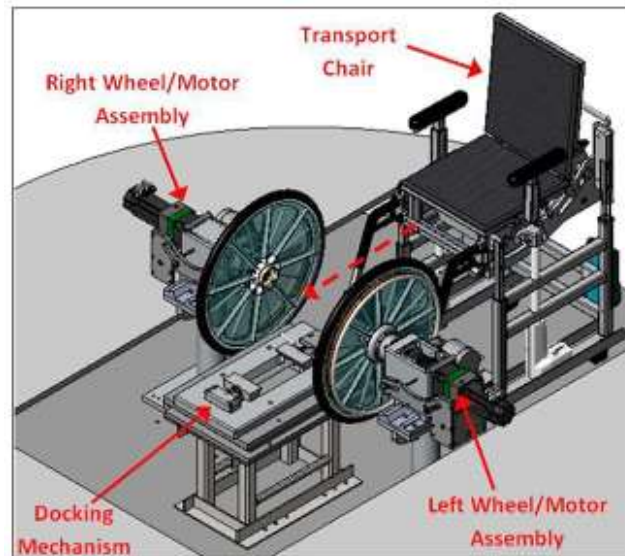


Figure 1.10 Représentation du simulateur développé par Crichlow (photo tirée de (Doria *et al.*, 2016)) (reproduit avec autorisation de Bentham Open®)

Les simulateurs sont donc des équipements modernes qui permettent la plus grande fidélité quant au réalisme des actions de l'utilisateur, toutefois ils demandent un temps de développement considérable. Leur utilisation nécessite la validation conjointe de plusieurs technologies, d'équipements et de méthodes de mesure (voir Figure 1.9), ce qui explique pourquoi les simulateurs ne sont pas encore la référence dans le domaine.

Bien que l'on en connaît maintenant plus sur les équipements qui permettent la réalisation de tâches en FRM en environnement stationnaire et les instruments de mesure de la biomécanique sur FRM, il est toutefois important de définir aussi ce qu'est la modélisation dynamique, ainsi que de définir le rôle des variables et des paramètres s'y rapportant. L'objet de ce travail de maîtrise porte spécifiquement sur le bloc C de la figure 1-9, soit la modélisation dynamique, afin de permettre par la suite son intégration dans un environnement de simulation du comportement du FRM. La théorie du modèle dynamique sera donc présentée à la section 1.3, alors que l'étude dynamique en FRM sera définie à la section 1.4.



### 1.3 Théorie de la modélisation dynamique

Un modèle dynamique combine l'étude dynamique à l'utilisation d'un modèle mathématique, afin de représenter de manière simplifiée un contexte réel (Ellner et Guckenheimer, 2006). Par cette combinaison, un modèle dynamique permet de prédire ou d'estimer l'état d'un système pouvant être en mouvement et en présence de forces. La théorie se divise donc en deux parties, soit la modélisation mathématique et l'étude de la dynamique.

Un modèle mathématique permet de retrouver, pour un problème réel, une solution réelle approximative (voir figure 1-11). Étant donné qu'il est impossible de considérer la totalité des éléments de la réalité pour un problème donné, l'utilisation d'un modèle permet de simplifier ce problème et de retrouver une solution qu'avec un nombre limité de variables. Cette solution s'obtient en modélisant le problème réel selon un problème mathématique, auquel le modèle retrouve une solution mathématique (Dym, 2004).

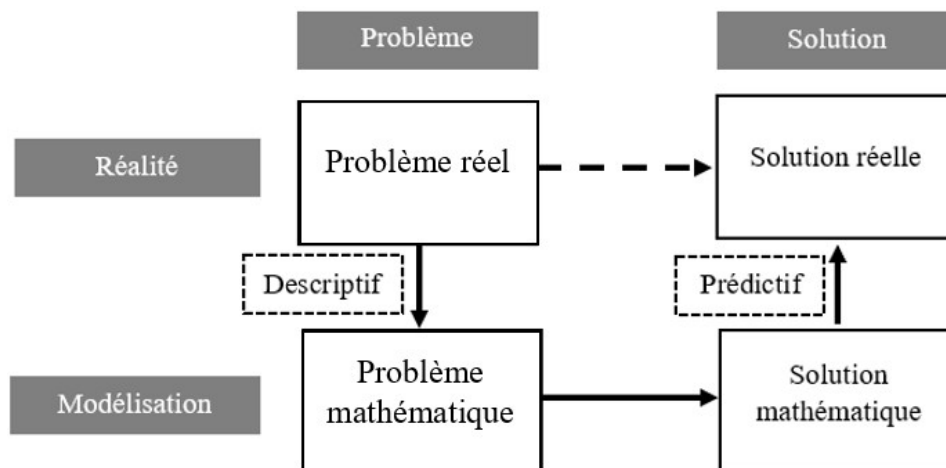


Figure 1.11 Diagramme du processus de modélisation mathématique

Par la suite, la solution réelle est prédite en transposant la solution mathématique à la réalité. L'erreur entre la réalité et l'estimation de la réalité par le modèle dépend alors des simplifications effectuées, ainsi que des variables et paramètres considérés, ce qui permet d'évaluer et de quantifier si le modèle est adéquat. L'intérêt d'un modèle provient donc à la suite de sa validation, après quoi il peut être utilisé pour prédire des situations qui ne sont pas les mêmes que celles utilisées pour bâtir le modèle, mais qui sont contextuellement semblables.

La modélisation mathématique peut s'appliquer au domaine de la dynamique et ainsi retrouver des solutions à des situations réelles complexes. La dynamique combine l'étude cinétique et cinématique en étudiant une force qui cause une déformation ou un mouvement sur un objet. Dans le cas de la dynamique des corps rigides, on parle donc du lien entre les forces (cinétique) et les mouvements qui lui sont associés (cinématique). À l'aide de ce type d'analyse, il est notamment possible d'estimer des variables dynamiques, par exemple un moment d'inertie ou une quantité de mouvement. En revanche, l'étude dynamique peut devenir plus complexe par rapport à une étude exclusivement cinétique ou cinématique, puisqu'elle demande des analyses complexes de variables parfois difficiles à mesurer.

La figure 1-12 propose un exemple fictif de modèle de la propulsion en FRM, qui prédit les vitesses d'un FRM (variables de sortie) à partir de mesures de forces appliquées sur les roues, de mouvements de l'utilisateur, de la pente et du vent (variables d'entrée). Pour y arriver, le modèle nécessite des informations contextuelles telles que la masse du sujet, les coefficients de friction et les dimensions du FRM (paramètres). Finalement, le modèle calcule des variables nécessaires à la détermination des variables de sortie, par exemple la résistance au roulement et la position du centre de masse (variables d'état). À ce sujet, la section 1.4 précisera les variables et les paramètres en présence dans l'étude de la propulsion en FRM.

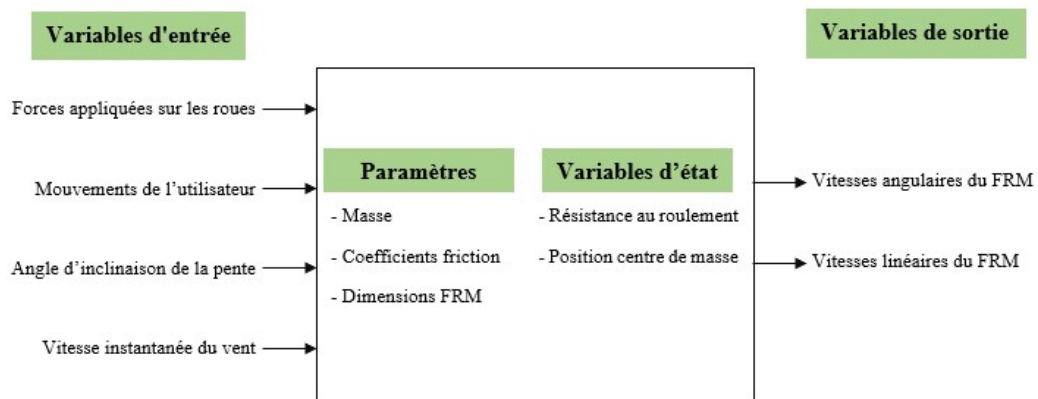


Figure 1.12 Représentation d'un modèle dynamique de la propulsion en FRM

En théorie, un modèle dynamique converge vers le comportement réel (Munch *et al.*, 2019) si les variables de sortie correspondent à ce qu'on observe dans la réalité pour les mêmes variables d'entrée. On cherche alors à ce que le modèle soit précis, ce qui augmente généralement sa complexité. Malheureusement, un modèle trop complexe possède un trop grand nombre de paramètres ou de variables d'entrées et devient difficile à utiliser, car les informations nécessaires à son utilisation se retrouvent difficilement quantifiables ou mesurables (e.g. force maximale développée par chaque fibre musculaire, force de résistance à l'air en régime transitoire). Le modèle peut se retrouver inutilisable de par la nature des éléments à quantifier, son nombre de variables d'entrée dont certaines ne peuvent pas être mesurées, ou bien si le temps de calcul nécessaire à son application devient excessif. Cette trop grande complexité peut aussi introduire des résultats très bruités, où on parle alors de modèle *surajusté*. Un modèle devient surajusté lorsque les résultats de ses estimations sont trop similaires aux données utilisées pour sa caractérisation, ce qui ne lui permet pas d'être transposé à des situations variées, car celui-ci est trop contraint. Afin d'éviter ce problème, il est possible de simplifier le modèle pour faciliter sa caractérisation, risquant en revanche

d'obtenir une erreur d'approximation supérieure. Un modèle trop simplifié sera inefficace si ses résultats diffèrent de la réalité en négligeant des éléments du système, ou bien en arrondissant grandement les résultats par ses simplifications. Par exemple, la position du centre de masse du FRM et de l'utilisateur peut être supposée comme étant une constante plutôt qu'une position variable dans le temps, simplifiant alors le modèle et, conséquemment, son réalisme. Le réalisme « [...] décrit exactement comment les choses se passent dans le monde : ceci implique que toutes les entités [...] existent dans le monde et qu'elles se comportent [...] exactement de la manière décrite par la théorie » (Giulani, 1998). Lorsqu'il est question du réalisme d'un modèle dynamique, on fait surtout appel à la capacité de celui-ci à prédire le comportement du FRM.

Il peut donc être difficile de développer un modèle dynamique qui est à la fois simple d'utilisation et fidèle à la réalité, car ces deux contraintes se retrouvent souvent en opposition (DeVris, 2010). Contrairement à un modèle purement cinétique ou cinématique, l'étude dynamique augmente le niveau de complexité à considérer, mais permet normalement d'étudier des situations plus proches de la réalité. Il reste cependant quelques points sur lesquels le réalisme de modèles dynamiques de FRM peut être amélioré, entre autres sur 1) l'avancement technologique des instruments de mesure et 2) minimiser les simplifications apportées aux hypothèses utilisées par le modèle. La section 1.4 définira l'étude dynamique plus précisément dans le contexte du FRM, afin de comprendre davantage l'apport grandissant d'une instrumentation plus performante, tandis que la section 1.5 présente les modèles existants et les hypothèses dont chaque auteur s'est servi pour développer leur modèle au fil des années.

#### 1.4 Définition de l'étude dynamique en FRM

L'étude dynamique de la propulsion en FRM permet de quantifier les variables dynamiques qui agissent sur le fauteuil et son utilisateur dans le contexte de la locomotion en FRM. Elle permet de comprendre les interactions entre plusieurs variables cinétiques et cinématiques, ceci afin d'améliorer la technique, le positionnement ou les ajustements du FRM. Afin d'y parvenir, l'étude dynamique du FRM se fait en premier lieu par la prise de mesures pendant l'exécution d'une tâche précise, que ce soient des variables cinétiques ou cinématiques. Le traitement de ces variables permet de calculer ou estimer d'autres variables d'intérêts, par exemple la position, la vitesse ou l'accélération du FRM. Globalement, ce processus fait donc appel à l'utilisation d'équipements permettant la réalisation des tâches, la prise de mesures des variables et le traitement des données.

Les variables et les paramètres d'un modèle sont distincts de par le type de données qu'ils contiennent. Une variable peut varier en fonction du temps et est normalement mesurée pour l'utilisation du modèle ou calculée par les équations qui caractérisent le modèle (Knuth, 1938). À l'inverse, un paramètre est généralement constant et discrétisé dans le modèle pour permettre son utilisation. Des exemples et spécifications de chacun de ces types de données sont présentés dans les sections 1.4.1 et 1.4.2.

### 1.4.1 Variables mesurables

En analyse dynamique, les types de variables d'intérêts se divisent entre la cinématique et la cinétique. Dans le premier groupe (cinématique), on retrouve principalement les trois variables qui caractérisent le mouvement de l'objet étudié (par exemple le mouvement du FRM), soit la position [m], la vitesse [m/s] et l'accélération [m/s<sup>2</sup>]. Étant donné la nature interdépendante de ces variables, il est possible de ne mesurer qu'une seule de celles-ci et de déterminer les autres mathématiquement, par intégration ou dérivation. La dérivée (simple ou double) est très sensible au bruit et son utilisation retourne des résultats comportant souvent du bruit avec une amplitude élevée (voir figure 1-13). Un tel genre d'enregistrement permet alors de minimiser le nombre d'instruments de mesure redondants, toutefois la redondance est parfois préférable si l'on cherche à contre-vérifier les données recueillies ou encore à réduire le bruit en combinant différents signaux.

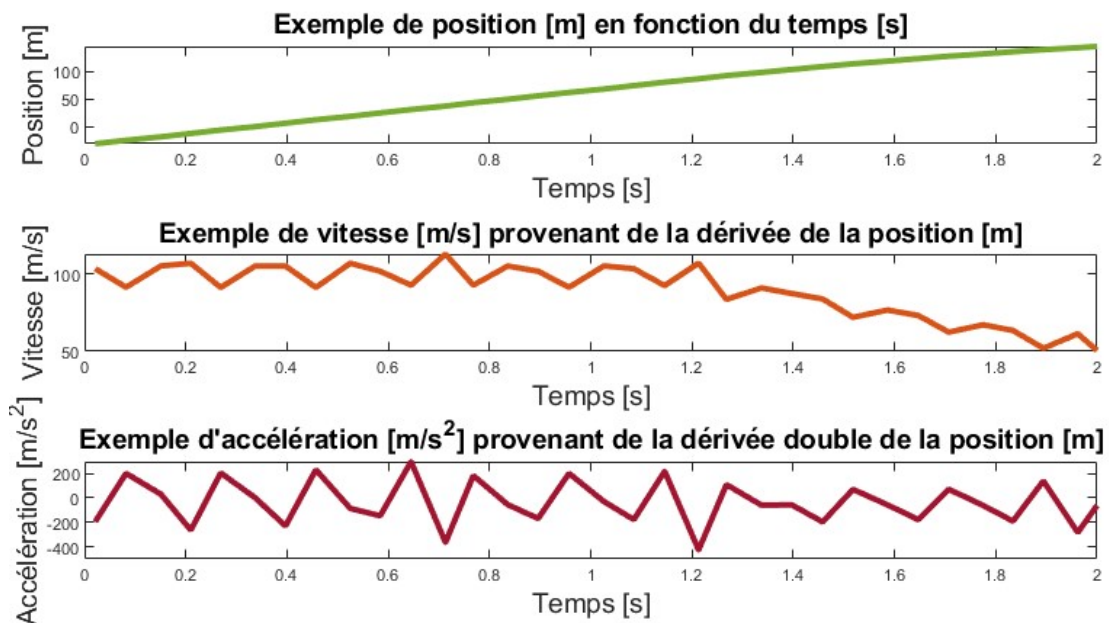


Figure 1.13 Exemple d'augmentation de l'amplitude entre la position [m] et ses dérivées selon des valeurs fictives de mesures de position

Pour leur part, les données cinétiques regroupent l'ensemble des variables faisant appel à une force. On y retrouve principalement les forces et moments appliqués sur les roues du FRM tel que présenté à la section 1.1.3, notamment la force totale, la force tangentielle, le moment de propulsion ou le moment généré par la main.

Finalement, plusieurs variables sont nécessaires pour la modélisation, mais difficilement mesurables directement. On retrouve entre autres les forces résistives à la propulsion du FRM (e.g. force de résistance au roulement, résistance à l'air friction des roues). Pour ce faire, différents tests permettent de retrouver la valeur de ces forces où des mesures cinétiques ou cinématiques se retrouvent nécessaires, notamment les *CoastDown tests* pour la force de résistance au roulement ou de résistance à l'air (Hoffman *et al.*, 2003 ; Kwarciak *et al.*, 2009). Conséquemment, ces variables ont fréquemment été simplifiées afin de les considérer comme étant plutôt des paramètres constants pour leur utilisation dans les modèles.

#### 1.4.2 Paramètres fréquents en étude dynamique du fauteuil

Étant donné sa valeur constante, le paramètre est rarement mesuré ou calculé en temps réel. En effet, ce dernier doit généralement être déterminé à l'avance à l'aide d'instruments de mesure additionnels ou de tests supplémentaires. À titre d'exemple, la masse d'une personne peut être un paramètre d'un modèle, car cette dernière ne varie pas dans le temps.

Les paramètres fréquents à l'étude dynamique en fauteuil roulant sont nombreux et beaucoup plus contextuels aux besoins du modèle utilisé que les variables mesurables. Par exemple, les premiers modèles de la propulsion étudiaient le fauteuil roulant électrique (Johnson et Aylor, 1985 ; Shung *et al.*, 1983) et nécessitaient plusieurs paramètres propres aux moteurs électriques comme le couple moteur, le rapport de vitesse des moteurs, ou bien l'inertie polaire de ceux-ci. Ces paramètres ne se retrouvent donc pas toujours utiles à la modélisation dynamique du fauteuil, cependant d'autres paramètres tels que la masse du participant, les dimensions du fauteuil ou les coefficients de résistance au roulement des roues sont fréquemment utilisés.

Maintenant que la section 1.4 conclut les connaissances théoriques entourant l'étude dynamique en FRM, il est possible d'effectuer une revue des modèles dynamiques déjà existants dans la littérature, afin de comprendre ce qui a déjà été effectué par le passé sur le sujet. La section 1.5, qui précisera les modèles déjà existants et se conclura par la présentation du tableau 1-14 recensant les paramètres les plus utilisés par ces modèles.



## 1.5 Modèles dynamiques de FRM existants

La modélisation de la dynamique du fauteuil roulant a commencé à être étudiée dans les années 1980, tout d'abord pour les fauteuils roulants électriques (Johnson et Aylor, 1985 ; Shung *et al.*, 1983). Cette modélisation s'est ensuite élargie au domaine du sport adapté avec l'étude de la propulsion en FRM de course (Cooper, 1990). Autour des années 2000, on remarque une diminution de la recherche sur les FRM, où peu de nouveaux modèles font leur apparition (Hofstad, 1994 ; Ohnabe et Mizuguchi, 2001). Néanmoins, ces nouveaux modèles introduisent l'aspect d'amélioration et d'optimisation de modèles déjà développés en se basant en grande partie sur ceux de Cooper et Shung. La figure 1-14 présente les différents modèles déjà existants selon leur année de parution.

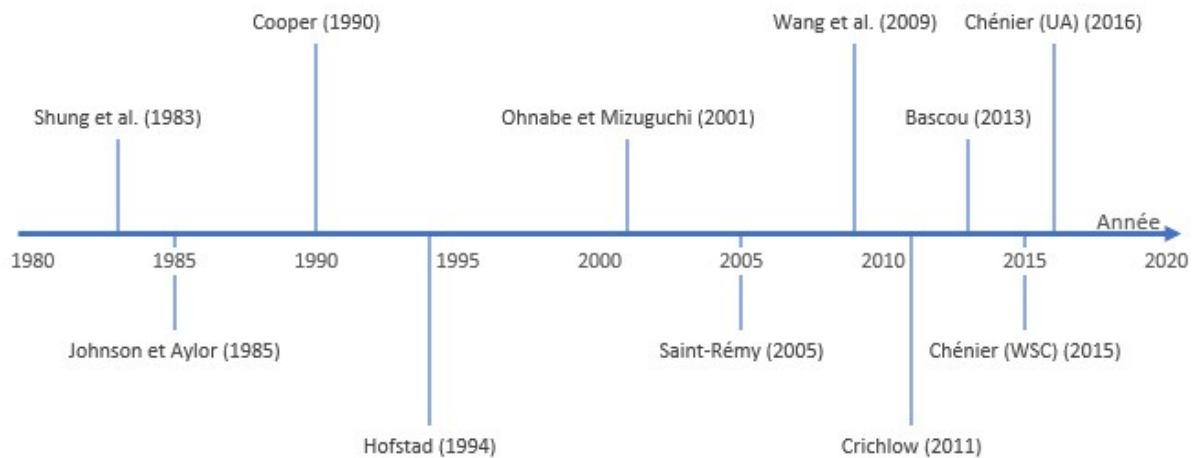


Figure 1.14 Ligne du temps de la chronologie des modèles déjà existants

Depuis 2009, un second souffle en recherche sur les FRM emmène plusieurs chercheurs à étudier les influences extrinsèques à l'utilisateur et à les incorporer aux modèles antérieurs. Parmi ces influences, on retrouve l'effet des roues avant (Chénier *et al.*, 2011 ; Saint Remy, 2005), des paramètres des roues arrière (Chénier *et al.*, 2017 ; Silva *et al.*, 2017), de la géométrie du fauteuil (Chénier et Aissaoui, 2014), de la tâche réalisée (Chénier *et al.*, 2015 ; Kilkens *et al.*, 2003) et de la surface sur laquelle la propulsion est effectuée (Onyango *et al.*, 2016 ; Wang *et al.*, 2009). Plusieurs études tentent alors de considérer ces influences, tout en favorisant la simplicité du modèle pour simplifier sa caractérisation. En parallèle, quelques chercheurs développent plutôt des modèles selon une stratégie différente, étudiant de manière plus fondamentale la biomécanique du système fauteuil-utilisateur en intégrant l'ensemble des éléments dynamiques du système (Bascou, 2013 ; Crichlow, 2011 ; Saint Remy, 2005). Avec l'avènement graduel de nouvelles technologies, il est possible de mesurer un nombre grandissant de variables différentes lors d'une tâche et de nouvelles manières de caractériser les modèles voient le jour. Ainsi, l'utilisation de modèles plus complexes devient progressivement plus réalisable.

Dans les prochaines pages de cette section, un tour chronologique inclura les modèles existants de FRM. Chaque modèle sera présenté selon son contexte, ses éléments de conception principaux, sa validation, ses limites et ses forces. Aussi, un tableau recensant les variables d'entrée, les paramètres et les variables de sortie sera présent pour chaque modèle afin d'avoir un aperçu de la caractérisation de ceux-ci. Pour faciliter la comparaison entre les modèles et leur compréhension, les descriptions et les symboles des variables et paramètres ont été uniformisés dans les tableaux, tandis que l'ont retrouve entre parenthèses le symbole initialement utilisé par l'auteur du modèle dans la littérature.

### 1.5.1 Modèle Shung et al. (1983)

#### *Dynamic Modeling of a Wheelchair on a slope*

##### 1.5.1.1 Contexte

Lors de l'utilisation d'un fauteuil roulant électrique (FRE), la puissance développée par les moteurs des roues arrière est normalement fonction de la tension nécessaire à la propulsion et non de la vitesse des roues. Ce comportement apporte parfois certains problèmes contextuels :

- 1- Le fauteuil tend à aller vers le bas lorsque celui-ci est sur une pente descendante ou ascendante;
- 2- Le fauteuil tend à accélérer excessivement lorsque celui-ci est sur une pente descendante, ou à ralentir sur une pente ascendante;
- 3- Le changement d'orientation des roues avant en début de mouvement peut introduire une résistance additionnelle à la propulsion du FRE.

##### 1.5.1.2 Conception

Dans le but de pallier ces problèmes, le nouveau contrôleur développé par Shung et al. se base sur un modèle dynamique du fauteuil afin de varier la vitesse angulaire des roues arrière avec un système de retour d'information, plutôt que d'utiliser uniquement la tension aux bornes des moteurs (voir figure 1-15). Ces vitesses angulaires sont estimées, ainsi que l'orientation du FRE, en informant le modèle du courant des moteurs et des angles d'inclinaison du FRE. Les variables et paramètres utilisés sont présentés au Tableau 1.1.

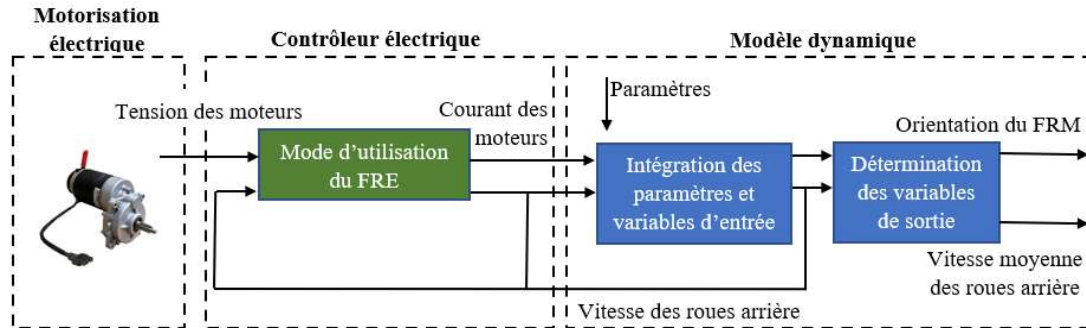


Figure 1.15 Schéma du contrôle électrique et du modèle de Shung et al. (1983)

Tableau 1.1 Variables et paramètres uniformisés du modèle de Shung et al.

Variables d'entrée	$\beta_Z (\theta)$	Inclinaison antéropostérieure du fauteuil
	$\beta_X (\phi)$	Inclinaison latérale du fauteuil
	$i_{mL,R}$	Courant des moteurs
Variables de sortie	$\alpha (\beta)$	Orientation du fauteuil
	$\omega_{L,R} (v_a)$	Vitesse angulaire des roues arrière
Paramètres	$B_m (K_g)$	Rapport de réduction des moteurs
	$I_z$	Moment d'inertie du fauteuil
	$J_m$	Inertie polaire des moteurs
	$J_w$	Inertie polaire des roues arrière
	$K_{bF,R} (\beta_c)$	Coefficient de friction des roulements à billes
	$K_m (K_t)$	Coefficient d'amortissement des arbres moteurs
	$K_{rF,R} (f)$	Coefficient de résistance au roulement des roues
	$L$	Longueur du fauteuil (entraxe des essieux)
	$L_{yF,R} (W)$	Empattement des roues
	$M$	Masse du système fauteuil-utilisateur
	$P_{cX,Y,Z} (I, H)$	Position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur
$R_{E,R} (r)$	Rayon des roues	

### 1.5.1.3 Validation

Afin de valider le modèle, les tensions des moteurs ont été enregistrées lors du fonctionnement d'un FRE instrumenté sur un sol plat et incliné, ainsi que la vitesse émise par un détecteur de commutateur à lames et un aimant sur la jante de la roue droite. Aucun détail sur la présence ou non de participant, le nombre d'essais ou la vitesse de propulsion n'est précisé. Les données empiriques de la vitesse angulaire de la roue arrière droite et les prédictions du modèle ont ensuite permis de valider le modèle en retrouvant des valeurs similaires entre les deux méthodes.

Lors de cette validation, le FRE a été conduit selon une trajectoire approximativement circulaire, où la trajectoire des roues arrière a été déterminée en faisant couler de l'eau sur celles-ci lors de la tâche. En faisant varier uniquement la tension du moteur de la roue arrière gauche pour suivre la trajectoire, ils ont observé que la vitesse angulaire réelle était plus faible que celle simulée, expliquant cette différence par les limites du modèle. Aucun détail n'est donné sur la quantification de cette erreur.

### 1.5.1.4 Limites et forces

Ce modèle néglige cependant plusieurs éléments du système, comme la résistance au roulement des roues avant, la suspension du fauteuil, le changement soudain de pente et le changement de position du centre de masse de l'utilisateur. Ces simplifications s'expliquent entre autres par la complexité additionnelle qu'auraient apportée ces éléments au modèle et la limitation du temps de calcul des équipements à cette époque. Néanmoins, ce modèle a permis de faire un premier pas vers la modélisation dynamique du fauteuil roulant en permettant un retour d'information qui prend compte de plusieurs influences, telles que la résistance au roulement des roues arrière, la résistance des moteurs et la résistance de friction des roulements à billes.

## 1.5.2 Modèle Johnson et Aylor (1985)

### *Dynamic Modeling of an Electric Wheelchair*

#### 1.5.2.1 Contexte

À l'époque de la publication de ce modèle, la plupart des fauteuils roulants électriques utilisaient un retour d'information sur la vitesse du moteur pour le contrôle du fauteuil. Tout comme Shung et al. (1983), Johnson et Aylor ont considéré l'importance que la résistance de roulement des roues avant peut avoir sur la propulsion du fauteuil.

#### 1.5.2.2 Conception

Afin de pouvoir guider et conseiller la conception de nouveaux fauteuils électriques, Johnson et Aylor ont modélisé la dynamique du fauteuil lors de son utilisation selon les différents diagrammes de corps libres (DCL) définis à la figure 1-16. À ce sujet, ils ont ajouté l'effet de la masse de l'utilisateur au calcul de résistance au roulement, cette dernière pouvant contribuer jusqu'à 50% du poids total du système selon eux. Les variables et paramètres utilisés sont présentés au Tableau 1.2.

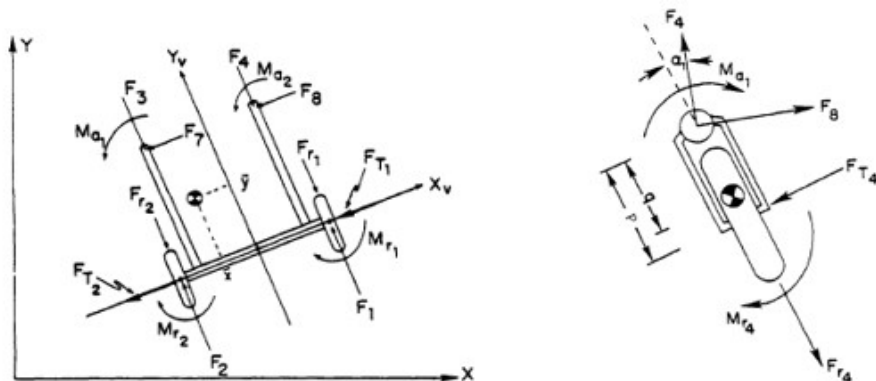


Figure 1.16 DCL en vue transverse du modèle de Johnson et Aylor (1985) (reproduit avec autorisation de IEEE<sup>©</sup>)

Tableau 1.2 Variables et paramètres uniformisés du modèle Johnson et Aylor

Variables d'entrée	$E_{bL,R} (E_b)$	Force magnétomotrice des moteurs
Variables de sortie	$\alpha_{L,R} (\alpha_{1,2})$	Orientation des roues avant
	$\theta_{L,R} (\theta_{1,2})$	Position angulaire des roues arrière
Paramètres	$B_i (L_a)$	Inductance des moteurs
	$B_m (G)$	Rapport de réduction des moteurs
	$I_z (I_0)$	Moment d'inertie du fauteuil
	$I_f (I_c)$	Moment d'inertie des roues avant
	$J_m$	Inertie polaire des moteurs
	$K_d$	Coefficient de résistance de l'air
	$K_b (C_{ax})$	Coefficient de friction des axes
	$K_f (K_1)$	Coefficient de friction des roues
	$K_m (\beta_m)$	Coefficient d'amortissement des arbres moteurs
	$K_s (K_L)$	Coefficient des forces de glissement des roues
	$L (R_L)$	Longueur du fauteuil (entraxe des essieux)
	$L_{tF} (\rho)$	Longueur de la traînée des roues avant
	$L_{yF,R} (R_f)$	Empattement des roues
	$M$	Masse du système fauteuil-utilisateur
	$P_{cX,Y} (x, y)$	Position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur
	$P_{fX,Y} (q)$	Position du centre de masse des roues avant
	$R_{F,R} (R)$	Rayon des roues
$R_i (R_a)$	Résistance des induits moteurs	
$R_m$	Rayon de la poulie des moteurs	
$R_p$	Rayon de la poulie sur les roues arrière	

### 1.5.2.3 Validation

La validation du modèle a été effectuée par des simulations numériques en estimant des valeurs pour les paramètres du modèle. Pour ce faire, les auteurs ont utilisé un FRE conventionnel, où les paramètres ont été obtenus à partir de différentes informations du fabricant ou à des tests empiriques, toutefois ces tests ne sont pas spécifiés par Johnson et Aylor. Par la suite, une tâche de décélération complète où le FRE avait préalablement maintenu une vitesse de 6,5m/s a permis de mesurer la vitesse des roues arrière et l'orientation des roues avant, toutefois aucune précision sur l'instrumentation est indiquée, ni sur la présence ou non d'un participant. Les simulations ont été

comparées aux mesures empiriques, où les résultats semblaient corroborer entre les deux méthodes.

#### 1.5.2.4 Limites et forces

Ce modèle considère que le fauteuil se déplace uniquement sur une surface plane, excluant alors les situations en présence d'un plan incliné. De plus, la résistance au roulement est constante, négligeant la variation causée par le mouvement de l'utilisateur sur la position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur. Finalement, malgré un modèle qui simule théoriquement les tâches curvilignes, le modèle a été uniquement validé par des essais en ligne droite.

Johnson et Aylor ont donc permis d'ajouter des précisions à la modélisation du fauteuil que Shung et al. avaient caractérisé quelques années auparavant, telles que l'orientation des roues avant et leurs contributions à la résistance au roulement.



### 1.5.3 Modèle Cooper et al. (1990)

*A systems approach to the modeling of racing wheelchair propulsion*

#### 1.5.3.1 Contexte

Dans le but d'améliorer l'efficacité et la performance de la course en fauteuil roulant, Cooper s'est intéressé à l'intérêt grandissant de la modélisation de la propulsion en FRM pour l'appliquer à la pratique sportive.

#### 1.5.3.2 Conception

D'après la revue de la littérature, Cooper est le premier à proposer un modèle où la propulsion s'effectue par l'utilisateur et non par des moteurs électriques. Ce modèle met l'emphase sur la force appliquée par l'utilisateur sur la main courante comme étant le générateur de couple de propulsion, tel que présenté par ses DCL à la figure 1-17. Cooper a ainsi permis de retrouver un modèle dynamique du FRM, contrairement aux modèles antécédents qui ne s'appliquent qu'aux FRE, nécessitant une panoplie de variables et de paramètres en relation aux moteurs électriques (Johnson et Aylor, 1985 ; Shung *et al.*, 1983).

Le modèle de Cooper avait comme objectif de retrouver la vitesse du centre de masse du système fauteuil-utilisateur en se servant des forces appliquées à la main courante. Cet objectif a souvent été repris par la suite, puisque la plupart des recherches succédant Cooper se basent sur les mêmes concepts (Crichlow, 2011 ; Hofstad, 1994 ; Ohnabe et Mizuguchi, 2001 ; Wang *et al.*, 2009). De plus, ce modèle considère l'inclinaison antéropostérieure du FRM, permettant d'étudier les situations en présence de pente. Les variables et paramètres utilisés sont présentés au Tableau 1.3.

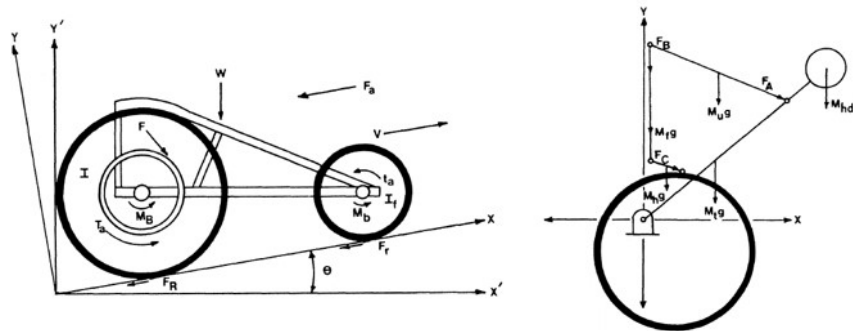


Figure 1.17 DCL selon le plan sagittal développés par Cooper pour son modèle (1990) (reproduit avec autorisation de JRRD<sup>©</sup>)

Tableau 1.3 Variables et paramètres uniformisés du modèle Cooper

Variables d'entrée	$F_{tL,R} (F)$	Force tangentielle appliquée aux mains courantes
Variables de sortie	$\dot{x}_{X,Y,Z} (v)$	Vitesse linéaire du fauteuil
Paramètres	$\beta_Z (H)$	Inclinaison antéropostérieure du fauteuil
	$I_{F,R} (I, I_f)$	Moment d'inertie des roues
	$K_{bF,R} (K)$	Coefficient de friction des roulements à billes
	$K_d (C)$	Coefficient de résistance à l'air
	$K_{rF,R} (b_R, b_r)$	Coefficient de résistance au roulement des roues
	$M$	Masse du système fauteuil-utilisateur
	$R_{F,R} (R, r)$	Rayon des roues
	$R_{pr} (r_{pr})$	Rayon de la main courante

### 1.5.3.3 Validation

Aucun essai empirique n'a été effectué et le modèle de Cooper n'avait pas été validé à ce stade.

#### 1.5.3.4 Limites et forces

Cooper simplifie la modélisation en supposant une symétrie de l'utilisateur, ce qui ne permet pas l'étude de tâches curvilignes. De plus, la cinématique dans son modèle a été fortement simplifiée en supposant la masse du participant comme étant fixe sur le FRM. Cooper a signifié un intérêt à tenir compte des effets dynamiques du mouvement des membres supérieurs de l'utilisateur, mais s'est toutefois limité à ses hypothèses simplificatrices. En effet, les instruments de mesures et de traitement de données à cette époque n'étaient pas aussi puissants et efficaces qu'aujourd'hui, ce qui rendait difficile la mesure de variables additionnelles. Néanmoins, Cooper a permis de faire un premier pas vers une compréhension des facteurs qui peuvent influencer l'athlète en modélisant l'interaction entre l'utilisateur et le comportement du FRM.

#### 1.5.4 Modèle Hofstad (1994)

##### *Modelling the propulsion characteristics of a standard wheelchair*

##### 1.5.4.1 Contexte

Basé initialement sur le modèle de Cooper (1990), le modèle dynamique d'Hofstad cherche à ajouter ou modifier la caractérisation de forces externes afin de préciser la dynamique de la propulsion.

##### 1.5.4.2 Conception

Les influences externes considérées par Hofstad sont la résistance au roulement, la résistance axiale des roulements à billes et la résistance à l'air. À l'aide de l'inclusion ou non de certaines de ces influences au modèle de Cooper, Hofstad a retrouvé plusieurs modèles, dont huit d'entre eux semblaient adaptés pour la simulation du FRM (voir Tableau 1.4). L'équilibre entre le réalisme du modèle et la complexité de son utilisation semble être le critère important pour le choix de ces modèles, mais Hofstad en fait une définition non exhaustive. De ces modèles, celui n'incluant pas la résistance de l'air et la résistance axiale des roulements à billes (modèle 2) semblait refléter le mieux le comportement réel de la propulsion en fauteuil roulant. Hofstad a alors considéré ces résistances comme étant négligeables.

Tableau 1.4 Inclusions de différentes influences selon les modèles d'Hofstad

	Modèle #	1	2	3	4	5	6	7	8
Inclusions	Résistance au roulement (méthode Cooper)	X	X	X	X				X
	Résistance au roulement (méthode Hofstad)					X	XX*	X	
	Résistance à l'air (méthode Cooper)	X			X	X	X		
	Résistance à l'air (méthode Hofstad)		X	X					
	Résistance des roulements à billes	X		X		X	X		

	Inertie des roues avant et arrière	X	X	X	X				X
--	------------------------------------	---	---	---	---	--	--	--	---

\* Le modèle 6 double la résistance au roulement (méthode Hofstad) dans sa caractérisation.

En second lieu, Hofstad a tenté d'optimiser ce modèle en y ajoutant les influences du poids de l'utilisateur, de l'inclinaison du fauteuil causée par la propulsion et de la variabilité de la force maximale entre chaque poussée. Pour y arriver, Hofstad a déterminé une constante ( $\alpha$ ) linéairement proportionnelle au poids du sujet. Dans le but de refléter l'effet de la propulsion sur l'inclinaison frontale, cette constante est multipliée à la force de propulsion requise lorsque l'accélération est positive. Plusieurs valeurs de cette constante ont été déterminées afin de comparer son effet sur l'estimation du modèle, et Hofstad a ainsi retrouvé quatre itérations du modèle #2 de sa première étape de développement. Le Tableau 1.5 suivant recense l'ensemble des variables d'entrée, de sortie et les paramètres nécessaires pour permettre l'utilisation des modèles d'Hofstad.

Tableau 1.5 Variables et paramètres uniformisés des modèles de Hofstad

Variables d'entrée	$\ddot{x}_{X,Y,Z} (a)$	Accélération linéaire du fauteuil
	$\dot{x}_{X,Y,Z} (v)$	Vitesse linéaire du fauteuil
Variables de sortie	$F_{tL,R} (F)$	Force tangentielle appliquée aux mains courantes
Paramètres	$\rho (D)$	Densité de l'air
	$A_d (A)$	Surface frontale du système fauteuil-utilisateur
	$K_{bf,r} (M_B, M_b)$	Coefficient de friction des roulements à billes
	$K_d (C)$	Coefficient de résistance à l'air
	$K_{rf,r} (e_f, e_r)$	Coefficient de résistance au roulement des roues
	$L_{yF,R} (L_v)$	Empattement des roues
	$M (W)$	Masse du système fauteuil-utilisateur
	$P_{cX,Y,Z} (R_{cg})$	Position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur
	$R_{F,R} (R, r)$	Rayon des roues
	$R_{pr} (r_{pr})$	Rayon de la main courante
	$v_L (v_d)$	Vitesse de l'air
	$W_{F,R} (W_r)$	Poids des roues

#### 1.5.4.3 Validation

La validation des modèles d'Hofstad a été effectuée en comparant l'erreur relative entre la force tangentielle estimée par chaque modèle et des mesures expérimentales de celle-ci lors d'une tâche de propulsion avec une jauge de contrainte. Sept participants sains ont effectué une tâche d'accélération, de propulsion à vitesse constante (vitesse non spécifiée) et de décélération, où un enregistrement par caméra a permis de déterminer la vitesse et l'accélération comme variable d'entrée au modèle. Toutefois, l'utilisation de la constante  $\alpha$  pour préciser le modèle s'est avérée peu fructueuse. Cette constante, ne pouvant pas être identique pour l'ensemble des phases d'un cycle de poussée, représente une correction manuelle au modèle et non une amélioration à la précision de ce dernier; ces modèles additionnels ne seront donc pas considérés dans la revue de connaissance actuelle. Le modèle d'Hofstad n'incluant pas la résistance de l'air et la résistance axiale des roulements à billes (modèle 2) semble améliorer le modèle de Cooper (1990) et mieux refléter le comportement réel de la dynamique en fauteuil roulant, tandis que l'ajout d'une constante par Hofstad ne semblerait pas être une méthode efficace pour corriger la différence entre le modèle et la réalité.

#### 1.5.4.4 Limites et forces

L'ensemble des modèles d'Hofstad ont plusieurs simplifications communes, tel que l'utilisateur propulse de manière symétrique. Comme le modèle de Cooper (1990), cette simplification ne permet pas l'étude de tâches curvilignes, ni de considérer l'influence réelle du côté simulé, par exemple lors d'une propulsion asymétrique. De plus, Hofstad ne considère pas l'inclinaison de la pente ni la distribution de masse sur les roues, ce qui peut biaiser les prédictions du modèle, notamment au niveau de la force de résistance au roulement. Son travail a toutefois permis de préciser le modèle de Cooper (1990) en précisant l'effet de forces externes qui n'avaient pas été abordées de manière exhaustive auparavant, telles que la force de résistance de l'air, la force de résistance des roulements à billes et la force de résistance au roulement.

### 1.5.5 Modèle Ohnabe et Mizuguchi (2001)

#### *Turning characteristics and stability of manual wheelchairs on a slope*

##### 1.5.5.1 Contexte

Basé sur le modèle de Shung et al. (1983) et considérant les travaux de Cooper (1990), Ohnabe et Mizuguchi cherchaient à considérer l'effet de la pente latérale qu'ont la plupart des trottoirs au Japon, dû à leur conception qui permet le drainage de l'eau. On peut d'ailleurs élargir cette considération à la majorité des villes du monde, car plusieurs pays possèdent des trottoirs de ce genre.

##### 1.5.5.2 Conception

Premièrement, les auteurs ont examiné les conditions de stabilité pour une chute et le maintien de la stabilité du fauteuil roulant sur une pente frontale descendante. Deuxièmement, ils ont étudié la stabilité de tenue de route lorsqu'une propulsion *a priori* linéaire est influencée par une inclinaison frontale en fonction du couple de force nécessaire et l'angle de la pente. Ils ont alors pu tenter de développer un modèle dynamique qui tient compte de l'orientation tridimensionnelle du fauteuil, ce qui n'avait encore jamais été évalué dans le contexte de la propulsion manuelle.

Tableau 1.6 Variables et paramètres uniformisés du modèle Ohnabe et Mizuguchi

Variables d'entrée	$F_{tL,R} (T_{wL,R})$	Force tangentielle appliquée aux mains courantes
Variables de sortie	$x_{x,y,z} (x)$	Position du fauteuil
	$\dot{x}_{x,y,z} (v)$	Vitesse linéaire du fauteuil
Paramètres	$\beta_z (\theta_0)$	Inclinaison antéropostérieure du fauteuil
	$I_z$	Moment d'inertie du fauteuil
	$J_w$	Inertie polaire des roues arrière
	$K_{bF,R} (\beta_c)$	Coefficient de friction des roulements à billes
	$K_f (f)$	Coefficient de friction des roues
	$L (WB)$	Longueur du fauteuil (entaxe des essieux)
	$L_{yF,R} (D)$	Empattement des roues

	M	Masse du système fauteuil-utilisateur
	$P_{cX,Y,Z} (l, l)$	Position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur
	$R_{F,R} (r)$	Rayon des roues

### 1.5.5.3 Validation

La validation du modèle s'est fait par simulation des moments de propulsion requis pour déterminer la vitesse linéaire et la position du fauteuil en fonction du temps. Ces simulations ont ensuite été comparées aux données expérimentales de Yoneda et al (Yoneda *et al.*, 1997), où ils ont trouvé une bonne corrélation entre les vitesses linéaires et les positions prédites par rapport aux résultats empiriques de ces variables. Toutefois, la nature des tests expérimentaux n'est pas indiquée, mis à part que ceux-ci étaient des tâches de propulsion en FRM.

### 1.5.5.4 Limites et forces

Même si Ohnabe et Mizuguchi semblent vouloir étudier la stabilité sur pente latérale du FRM, leurs résultats proposent plutôt la simulation d'une propulsion symétrique du FRM sur pente frontale et n'incluent pas d'inclinaison latérale. Malheureusement, ces résultats ne représentent pas le but qu'ils avaient préalablement établi, puisqu'aucune variation de l'orientation du fauteuil n'est observée dans leurs tests. Cependant, on retrouve tout de même un modèle dynamique de FRM qui, dans le cadre de cette revue des modèles existants, permet d'être utilisée lors de l'étude dynamique de la propulsion en FRM avec les variables et paramètres présentés au Tableau 1.6, sans toutefois considérer l'orientation et le dévers. L'idée de base d'Ohnabe et Mizuguchi reste intéressante et serait importante à développer dans le cadre de la modélisation de la propulsion en FRM.



### 1.5.6 Modèle de Saint Remy (2005)

#### *Modélisation et détermination des paramètres biomécaniques de la locomotion en fauteuil roulant manuel*

##### 1.5.6.1 Contexte

Le modèle de Saint Remy a été développé pour étudier les variables mesurées par un fauteuil roulant ergomètre autonome (FRET-1) (Dabonneville *et al.*, 2001, 2005) (voir figure 1-18). Muni de dynamomètres et d'accéléromètres, le FRET-1 ne nécessite pas d'instruments externes, par exemple de SmartWheel™ ou de systèmes de capture du mouvement, pour pouvoir mesurer et quantifier la locomotion en FRM, et permet de mesurer des forces sur l'assise, le dossier et les appuie-pieds.



Figure 1.18 Fauteuil roulant ergomètre autonome (FRET-1) (Sauret et al., 2014) (reproduit avec autorisation de Taylor & Francis<sup>©</sup>)

### 1.5.6.2 Conception

Avec les variables mesurées par le FRET lors de la propulsion, Saint Remy a tenté de caractériser les comportements dynamiques de la locomotion en fauteuil roulant en considérant, entre autres, la position du centre de masse et son influence sur les forces de résistance au roulement des roues. Les paramètres et variables utilisés sont présentés au tableau 1-7.

Tableau 1.7 Variables et paramètres uniformisés du modèle Saint-Rémy

Variables d'entrée	$F_{tL,R} (\vec{F}_m)$ $F_{rL,R} (\vec{F}_{ra})$	Force tangentielle appliquée aux mains courantes Force résultante de freinage
Variables de sortie	$a_{X,Y,Z} (\vec{\Gamma}_{G_f}^{TR})$	Accélération linéaire du fauteuil
Paramètres	$K_f (\mu)$ $L (D)$ $M_f$ $M_u (M_s)$ $P_{cX,Y,Z} (d1, d2)$ $P_{prX,Y,Z} (P)$ $P_{sX,Y,Z} (P_s)$ $R_{F,R} (R)$ $R_{pr} (R_{mc})$	Coefficient de friction des roues Longueur du fauteuil (entraxe des essieux) Masse du fauteuil à vide Masse de l'utilisateur Position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur Position de la force sur la main courante Position de la force sur le siège Rayon des roues Rayon de la main courante

### 1.5.6.3 Validation

La prise de mesures empiriques avec le FRET-1 a permis l'utilisation du modèle et de comparer les résultats de ce dernier avec les mesures réelles, soit l'accélération linéaire du fauteuil selon les forces appliquées aux mains courantes. La tâche réalisée par un participant inexpérimenté à la propulsion en FRM était de se déplacer en fauteuil en ligne droite sur une distance d'environ 60 mètres. Les résultats obtenus ont permis à Saint Remy de confirmer son modèle, sans toutefois quantifier l'erreur entre les valeurs simulées et réelles.

#### 1.5.6.4 Limites et forces

Étant donné que le modèle de Saint Remy considère une inclinaison nulle du fauteuil, ce dernier est limité ne peut pas étudier des tâches sur un plan incliné. Autrement, le modèle permet de retrouver l'accélération du FRM en considérant notamment la position du centre de masse de l'utilisateur par l'utilisation de capteurs sur le fauteuil, ce qui était jusqu'à présent très peu étudié, et les forces de réaction sur chacune des roues du FRM.

Les limitations sont beaucoup plus au niveau du FRET-1 lui-même et son utilisation, plutôt qu'au niveau du modèle de Saint Remy. En étant encombrant, ce type d'ergomètre limite beaucoup la validation des tâches à l'étude, puisque le FRET-1 voit son poids à vide atteindre 38,5 kg lorsqu'il est doté de capteurs et d'un système d'acquisition embarqué, tandis que le FRM pesait initialement 14,5 kg avant d'être modifié (Saint Remy, 2005). Cet ajout d'équipements encombrants peut alors modifier le comportement du fauteuil lors de la réalisation de tâches comparativement à un FRM conventionnel. De plus, la détermination de la force résultante de freinage nécessitait des données provenant de tests antérieurs, ce qui ne permet pas la détermination des paramètres qu'avec le FRET-1 uniquement.

### 1.5.7 Modèle Wang et al. (2009)

#### *Real-time model based electrical powered wheelchair control*

##### 1.5.7.1 Contexte

Le modèle de Wang s'inspire beaucoup du modèle de Cooper (1990), puisque Wang a développé son modèle sous sa tutelle (Wang, 2011). Dans l'idée de créer un nouveau contrôleur hybride robuste pour l'utilisation d'un fauteuil roulant électrique, Wang a développé un modèle dynamique du fauteuil roulant. Les études antérieures réalisées par lui et ses collègues leur ont permis de confirmer que leur nouveau contrôleur permet un meilleur contrôle vis-à-vis les variations de l'environnement par rapport à un contrôleur traditionnel (Ding *et al.*, 2004 ; Ding et Cooper, 2005), d'où leur intérêt à implémenter ce type de contrôle dans un environnement de FRE.

##### 1.5.7.2 Conception

Le modèle utilise la force motrice des roues arrière pour estimer leur vitesse angulaire à l'aide du modèle dynamique. Le modèle compare ensuite la vitesse angulaire des roues arrière par rapport aux roues avant, afin de déterminer s'il y a présence de glissement des roues, dans lequel cas le contrôleur tente de diminuer la vitesse angulaire des roues arrière jusqu'à ce qu'aucun glissement ne soit identifié. Les différents DCL développés par Wang sont présentés à la figure 1-19, tandis que les paramètres et variables du modèle se retrouvent au Tableau 1.8.

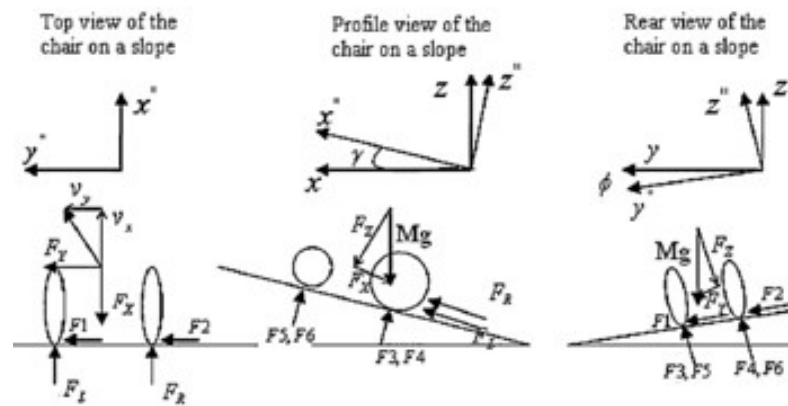


Figure 1.19 DCL du modèle de Wang et al. selon les plans transverse, sagittal et postérieur (2009) (reproduit avec autorisation de Elsevier<sup>©</sup>)

Tableau 1.8 Variables et paramètres uniformisés du modèle Wang et al.

Variables d'entrée	$F_{mL,R} (F_{L,R})$ $\dot{x}_{X,Y,Z}$	Force motrice fournie pas les roues arrière Vitesse linéaire du fauteuil
Variables de sortie	$\dot{\theta}_{L,R} (v_{L,R})$	Vitesse angulaire des roues arrière
Paramètres	$\beta_z (\alpha)$	Inclinaison antéropostérieure du fauteuil
	$\beta_x (\beta)$	Inclinaison latérale du fauteuil
	$\alpha (\theta)$	Orientation du fauteuil
	$I_z$	Moment d'inertie du fauteuil
	$K_f (\mu)$	Coefficient de friction des roues
	$L$	Longueur du fauteuil (entraxe des essieux)
	$L_{yF,R} (W)$	Empattement des roues
	$M$	Masse du système fauteuil-utilisateur
	$P_{cX,Y,Z} (H, l)$	Position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur

### 1.5.7.3 Validation

Le modèle dynamique en tant que tel n'a pas été validé, mais son utilisation par le nouveau contrôleur a permis de valider le contrôle du FRE par des tests empiriques sur cinq types de sols différents (asphalte, pente latérale asphaltée, gazon sec, tuiles de céramique et teflon), selon trois vitesses différentes (1m/s, 1,5m/s et 2m/s) et trois degrés de pente (entre 3 et 5 degrés). La tâche effectuée était une propulsion linéaire à vitesse constante selon le type de sol, la vitesse et l'inclinaison choisie. La quantification des performances a été effectuée à l'aide de l'erreur entre la vitesse prédite et réelle, de la variance de la vitesse et de paramètres électroniques propres au contrôleur. Les résultats ont permis d'observer que l'utilisation d'un contrôleur conventionnel ou d'un contrôleur basé sur le modèle dynamique permettait d'obtenir des erreurs inférieures au niveau de la vitesse, comparativement à un système sans retour d'information de l'état du FRE. De plus, l'utilisation du contrôleur basé sur le modèle dynamique s'est retrouvé être plus robuste et stable que les autres types de contrôleurs en ayant une variance de la vitesse inférieure tout au long des essais.

### 1.5.7.4 Limites et forces

Wang et al. ont déterminé que l'utilisation d'un modèle, comparativement à l'utilisation exclusive d'un contrôleur, permet d'augmenter les performances de la locomotion avec un fauteuil roulant électrique. Le modèle suppose une symétrie des côtés droit et gauche, ce qui peut augmenter l'erreur avec la réalité et ne permet pas la simulation de tâches curvilignes. Dans le cadre de l'étude actuelle, un modèle de ce genre devrait être adapté afin de permettre une utilisation avec un FRM, plutôt qu'avec un FRE exclusivement. Il permet quand même de retrouver une modélisation tridimensionnelle de la propulsion en FRM selon les DCL développés par Wang et al.

### 1.5.8 Modèle Crichlow (2011)

#### *Development of a Comprehensive Mathematical Model and Physical Interface for Manual Wheelchair Simulation*

##### 1.5.8.1 Contexte

Le modèle de Crichlow a comme objectif d'intégrer la propulsion en fauteuil roulant manuel au simulateur CEAL de l'institut de réadaptation de Toronto (TRI), où on observe à la figure 1-20 l'un de leurs laboratoires déjà en fonction. Son modèle cherche entre autres à prédire les mouvements non-planaires, par exemple les *wheelies* et les *tip-overs*.

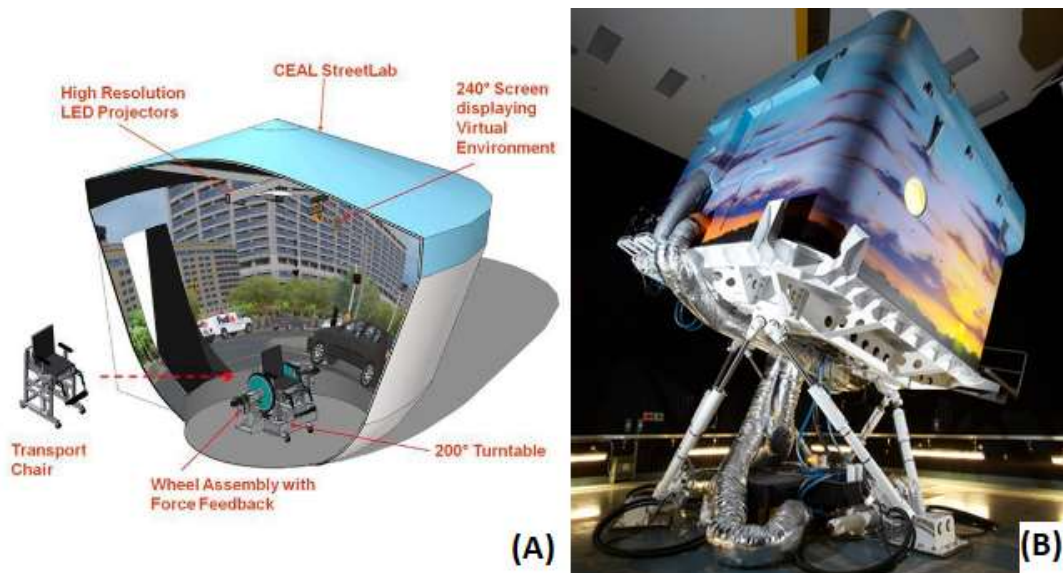


Figure 1.20 a) Développement du nouveau laboratoire en FRM de Crichlow (2011) (Doria *et al.*, 2016) (reproduit avec autorisation de Bentham Open<sup>©</sup>)  
 b) Simulateur CEAL du TRI équipé de la plateforme hydraulique à 7 degrés de liberté et du laboratoire de recherche WinterLab (iDAPT<sup>©</sup>)

### 1.5.8.2 Conception

Ce modèle est composé de six corps rigides (fauteuil, torse, bras et avant-bras, roues avant et arrière) et de 10 degrés de liberté (6 au niveau de l'utilisateur et 1 par roue pour la rotation axiale). Chacune des roues a été modélisée comme étant un système ressort-amortisseur, tentant alors de déterminer les forces dynamiques verticales permettant de considérer le comportement des roues, même lorsque celles-ci décollent du sol. Crichlow utilise aussi un modèle déjà développé du glissement des roues (Pacejka, 2006), ainsi qu'un deuxième modèle de la littérature pour obtenir les forces correspondantes au niveau des roues (Rajamani, 2006). L'ensemble des paramètres et variables nécessaires au fonctionnement du modèle de Crichlow est présenté au Tableau 1.9.

Tableau 1.9 Variables et paramètres uniformisés du modèle Crichlow

Variables d'entrée	$F_{tL,R} (M_y)$ $p_{cx,y,z} (r_r)$ $p_{ix,y,z} (r_i)$	Force tangentielle appliquée aux mains courantes Position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur Position des segments i du corps
Variables de sortie	$a_{x,y,z} (\ddot{p}_c)$ $p_{x,y,z} (p_c)$ $T_{servo}$	Accélération du fauteuil Position du fauteuil Couple résistif du moteur
Paramètres	$\phi_f (\alpha_{sl})$ $\sigma_{x,y} (\theta_k, \theta_a)$ $b_{f,r} (k_f, k_r)$ $bw_{f,r} (b_f, b_r)$ $b_{x,y,z} (C_k, C_a)$ $C_b$ $d_{cof,r} (d_f, d_r)$ $D_{df,r} (l_c)$ $J_W (J_r)$ $K_{rf,r} (f_f, f_r)$ $K_{Vlow}$ $L_{yF,R} (WB)$ $M (m_T)$ $R_{f,r} (R_{of}, R_{or})$	Seuil de l'angle de glissement Longueur de relaxation des roues Constante de ressort équivalente des roues Constante d'amortissement équivalente des roues Constante de rigidité du fauteuil Constante résistive des roulements à billes Distance entre le centre de masse du fauteuil et les essieux Distance de traînée des roues Inertie polaire des roues arrières Coefficient de résistance au roulement des roues Coefficient d'amortissement à basses vitesses Empattement des roues avant Masse du système fauteuil-utilisateur Rayon des roues



	$V_{low}$	Seuil des faibles vitesses
	$V_{r,min}$	Vitesse linéaire des roues arrières à laquelle la friction totale est présente

### 1.5.8.3 Validation

La validation du modèle a été effectuée en mesurant les moments de propulsion et les vitesses de deux roues instrumentées SmartWheel<sup>TM</sup> lors de la réalisation d'une propulsion sur surface plane. Un participant de 24 ans, pesant 57 kg, a propulsé le FRM sur un parcours composé d'un virage à 180 degrés à gauche, d'une section linéaire, d'un virage à 180 degrés à droite et d'une dernière section linéaire. Crichlow constate que le modèle prédit parfois des valeurs de la position du FRM supérieures à la réalité à basse vitesse, notamment lors de la première poussée, car le modèle ne différencie pas la propulsion dans un état initialement statique ou dynamique, où la valeur des résistances au roulement et de friction devrait toutefois différer. Une tâche de propulsion sur sol incliné a aussi été effectuée par le participant afin de valider que le modèle tient compte de l'inclinaison antéropostérieure, mais aucune précision additionnelle sur la tâche n'est spécifiée.

Par la suite, une validation pour des mouvements non-planaires, par exemple le *wheelie*, a nécessité l'utilisation de données antécédentes (Yang *et al.*, 2011) pour estimer la masse des segments, leurs moments d'inertie et la position du centre de masse, sans toutefois préciser la méthode utilisée. Il a ensuite prédit les accélérations angulaires du fauteuil en utilisant ces paramètres, car Crichlow ne possédait pas d'équipement de mesure adéquat pour ces mesures à ce moment. Les résultats de la simulation semblaient concorder avec les données empiriques utilisées par Crichlow, avec une erreur maximale de 2 cm au niveau de la position du centre de masse, ce qui permettait alors d'utiliser cette variable d'état pour la prédiction des variables de sortie du modèle.

#### 1.5.8.4 Limites et forces

Crichlow, n'ayant pas eu accès à un système de capture de mouvement, a dû simplifier son modèle lors de sa validation en supposant que les segments étaient fixes par rapport au FRM. Malheureusement, cette simplification néglige les influences les plus intéressantes de son modèle, en ne considérant pas la position du centre de masse de façon dynamique. De plus, le modèle de Crichlow se retrouve très complexe à mettre en pratique avec des variables et paramètres qui peuvent être difficiles à estimer ou mesurer, par exemple les constantes d'amortissement ou de rigidité des roues. Cependant, son modèle est intéressant à la modélisation dynamique du FRM si l'ensemble des paramètres nécessaires sont caractérisés et si les variables nécessaires sont accessibles. Dans le cadre du développement d'un nouveau modèle, il peut alors être intéressant de se baser sur les considérations de Crichlow et d'essayer d'en simplifier leur définition pour faciliter leur utilisation.

### 1.5.9 Modèle Bascou (2013)

*Analyse biomécanique pour la compréhension et l'amélioration du fauteuil roulant dans son application au tennis de haut niveau*

#### 1.5.9.1 Contexte

L'analyse dynamique de Bascou s'est penchée sur le sport adapté, plus précisément la pratique du tennis en fauteuil roulant. Après Cooper (1990) qui s'était intéressé à la propulsion du FRM dans le contexte de la course paralympique, Bascou semble être le premier à s'intéresser à la modélisation dynamique du fauteuil dans le cadre d'un autre sport en fauteuil roulant.

#### 1.5.9.2 Conception

Les sujets principaux de son travail permettent d'établir les pertes énergétiques au cours du mouvement, l'interaction fauteuil-utilisateur et les réglages du fauteuil roulant influençant le mouvement. Pour y arriver, Bascou a établi cinq corps rigides, soit la roue avant, les deux roues arrière, le châssis et la fourche du fauteuil. De plus, il a considéré que le FRM se déplace sur un plan horizontal, retrouvant alors 8 degrés de liberté (3 rotations du FRM, 2 déplacements horizontaux du FRM et les 3 rotations axiales des roues). Comme ce modèle ne possède que trois roues et évolue sur un plan horizontal, il est donc pertinent lorsque l'on cherche à déterminer l'effet d'une influence externe du tennis en FRM, cependant, il possède une utilisation très spécifique contrairement aux autres modèles qui s'appliquent de manière plus générique. Bascou a aussi tenté de déterminer plus précisément la force de résistance au roulement par analyse quasi statique de l'utilisateur et de son fauteuil, où on peut observer le DCL du système à la Figure 1.21. On retrouve les variables et paramètres utilisés par le modèle de Bascou dans le Tableau 1.10.

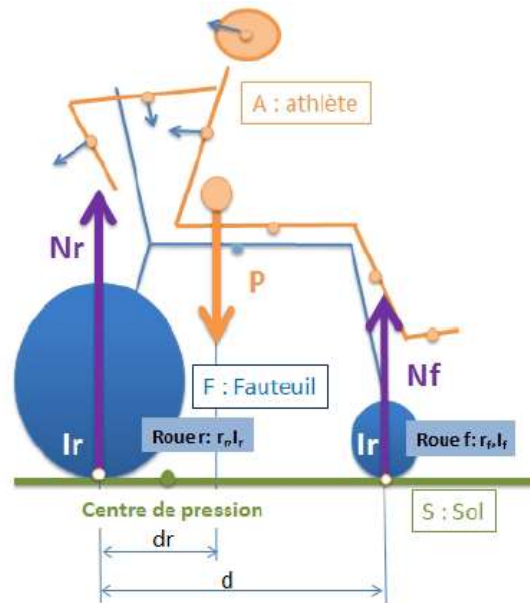


Figure 1.21 DCL sur le plan sagittal tirée du modèle de Bascou (2013) (reproduit avec autorisation de Bascou<sup>©</sup>)

Tableau 1.10 Variables et paramètres uniformisés du modèle Bascou

Variables d'entrée	$F_{tL,R}(f_{ri})$ $p_{ciX,Y,Z}(n_i, h_i)$	Force tangentielle appliquée aux mains courantes Position des centres de masse des corps rigides (5)
Variables de sortie	$\dot{\theta}_{L,R}(\dot{\beta}_{2,3})$ $\dot{\theta}_{fL,R}(\dot{\beta}_1)$ $\dot{\alpha}$ $\ddot{x}_{X,Y,Z}$	Vitesse angulaire des roues arrière Vitesse angulaire des roues avant Vitesse angulaire du fauteuil Accélération linéaire du fauteuil
Paramètres	$K_{rF,R}(\lambda_i)$ $K_{pF,R}(f_{ri})$ $m_i$ $L_{yF,R}(d)$ $d_A$ $R_{F,R}(r)$ $\gamma(\theta)$ $I_{F,R}(I_f, I_r)$ $L(w_h)$ $M(W)$	Coefficient de résistance au roulement des roues Coefficient de résistance au pivotement des roues Masse des différents corps rigides (5) Empattement des roues Longueur de la fource avant Rayon des roues Angle de carrossage des roues arrière Moment d'inertie des roues Longueur du fauteuil (entraxe des essieux) Masse du système fauteuil-utilisateur

	$R_{F,R}(r_r, r_f)$	Rayon des roues
--	---------------------	-----------------

### 1.5.9.3 Validation

Afin de valider le modèle, Bascou a comparé les résultats du modèle à des essais empiriques de décélération de 6 m de long dans un corridor, où le FRM était initialement propulsé entre 1 et 3 m/s. L'application de masses sur le fauteuil a été utilisée, plutôt qu'un utilisateur sur le fauteuil. L'ajout de masses et la variation de leurs positions ont permis à Bascou de réaliser plusieurs essais, mesurant pendant ce temps la décélération du FRM à l'aide d'un accéléromètre pour comparer l'accélération linéaire prédite et réelle. Finalement, ces derniers semblaient corroborer les résultats d'études antérieures (Coutts, 1994 ; Saint Remy, 2005 ; Sauret *et al.*, 2013).

### 1.5.9.4 Limites et forces

L'utilisation de masses sur le FRM propose une situation inévitablement différente de la situation réelle avec un utilisateur, notamment par le mouvement des membres supérieurs dans la réalité lors de tâches. Les mouvements peuvent créer, par la présence de l'inertie des segments, des forces inertielles et ainsi faire varier la force normale sous les roues du FRM, générant alors une résistance au roulement du système différente entre la simulation et la réalité. De plus, Bascou suppose que le fauteuil se déplace uniquement sur un plan horizontal, ce qui ne représente pas la propulsion d'un fauteuil standard dans la vie de tous les jours. Finalement, l'estimation de la distribution de masse suggérée se limite aux roues avant et arrière, sans toutefois étudier l'aspect bilatéral du système. Or, il est connu que la propulsion en FRM est une tâche asymétrique (Hurd *et al.*, 2008) où on ne retrouve pas la même résistance au roulement de la part des roues gauches et droites.

Avec son modèle, Bascou a tout de même permis de préciser la modélisation d'un FRM pour son utilisation dans le contexte du sport adapté. De plus, ses méthodes de

caractérisations de paramètres importants, telles que la modélisation inertielle du participant et du fauteuil, permettent de préciser la caractérisation de modèles dynamiques pour la propulsion en FRM. En effet, Bascou a adapté la méthode de Pillet (2010) pour une utilisation assise, ce qui permet de retrouver les paramètres inertiels d'un individu selon un modèle géométrique généré automatiquement.

### 1.5.10 Modèle Chénier (WSC) (2015)

*A new dynamic model of the wheelchair propulsion on straight and curvilinear level-ground paths*

#### 1.5.10.1 Contexte

Plusieurs modèles dynamiques de propulsion en FRM ne modélisent que la propulsion en ligne droite (Bascou, 2013 ; Cooper, 1990 ; Johnson et Aylor, 1985 ; Ohnabe et Mizuguchi, 2001 ; Wang *et al.*, 2009), il est donc difficile de prédire le comportement réel du fauteuil lorsqu'une tâche fait appel à une variation de l'orientation du fauteuil. Cependant, le modèle de Chénier (WSC) tente de créer une modélisation simple, facilement caractérisable et validée de la propulsion, tout en incluant des trajectoires curvilinéaires.

#### 1.5.10.2 Conception

Pour ce faire, Chénier a considéré le moment de force appliqué sur les roues arrière du FRM pour estimer la vitesse angulaire de ces roues. Afin de simplifier le nombre de variables à mesurer en temps réel, Chénier a supposé que l'utilisateur est immobile sur le FRM, rendant alors la position du centre de masse de l'utilisateur fixe. À l'instar des modèles antécédents, cette simplification permet de ne pas avoir recours à un équipement de capture du mouvement lors de la simulation. Dans son modèle, Chénier considère aussi la contribution dynamique des roues avant en estimant leur orientation et leur résistance au roulement, ce qui était généralement négligé jusqu'à présent dans les modèles antérieurs.

Dans le but de faciliter l'utilisation du modèle lors de l'étape de caractérisation des paramètres non géométriques, tels que la masse, l'inertie et la force de résistance au roulement, Chénier a développé une méthode d'identification de ces paramètres de régression des moindres carrés à l'aide d'enregistrements sur le terrain. Ainsi, ces

paramètres pouvaient être personnalisés et déterminés automatiquement. Le DCL et le schéma-bloc du modèle de Chénier est présenté à la figure 1-22, ainsi que les paramètres et variables utilisés par son modèle au Tableau 1.11.

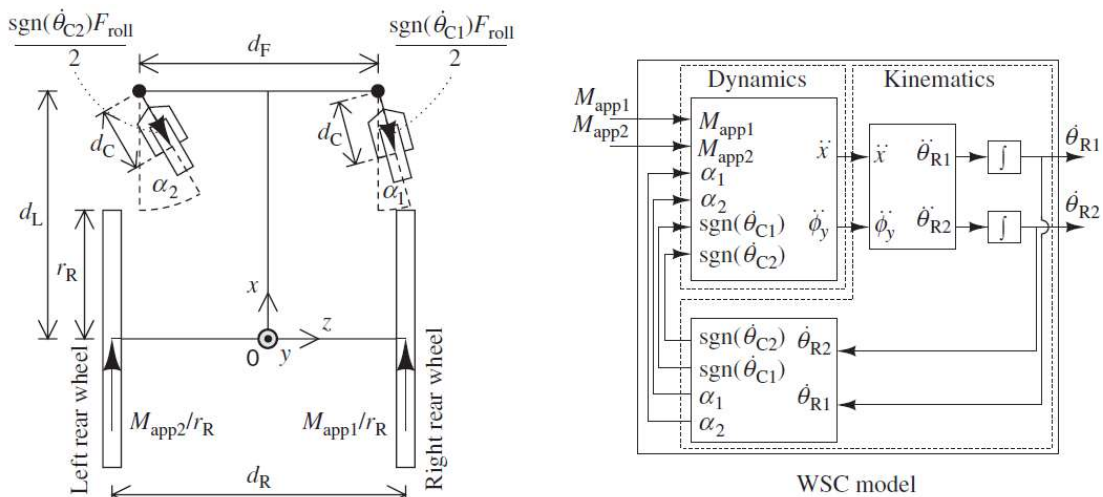


Figure 1.22 DCL en vue transverse et schéma-bloc du modèle Chénier WSC (2015) (reproduit avec autorisation de Chénier<sup>©</sup>)

Tableau 1.11 Variables et paramètres uniformisés du modèle Chénier (WSC)

Variables d'entrée	$F_{tL,R} (M_{app1,2})$	Force tangentielle au sol
Variables de sortie	$\dot{\theta}_{L,R} (\dot{\theta}_{R1,2})$	Vitesse angulaire des roues arrières
Paramètres	$F_{roll} (F_{roll})$	Force de résistance au roulement
	$I_Z (I_{0y})$	Moment d'inertie du fauteuil
	$L (dL)$	Longueur du fauteuil (entraxe des essieux)
	$L_{tf} (dC)$	Longueur de la traînée des roues avant
	$L_{yF,R} (dF, dR)$	Empattement des roues
	$M$	Masse du système fauteuil-utilisateur
	$R_{F,R} (R_r)$	Rayon des roues



### 1.5.10.3 Validation

Afin de valider le modèle, dix sujets sains ont effectué une tâche de propulsion selon un parcours contrôlé présenté à la figure 1-23 en se propulsant à environ 1 m/s. La position angulaire des roues arrière a été mesurée, ce qui a permis d'estimer la vitesse réelle de celles-ci. Les moments de propulsion appliqués sur les roues arrière ont aussi été mesurés, permettant d'utiliser le modèle pour prédire la vitesse angulaire des roues arrière.

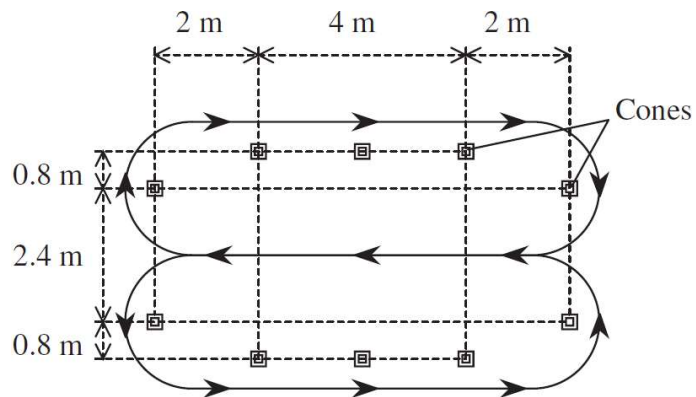


Figure 1-23 : Représentation du parcours effectué par les participants pour la validation du modèle Chénier WSC (2015) (reproduit avec autorisation de Chénier<sup>©</sup>)

La validation s'est fait en comparant l'erreur de prédiction du nouveau modèle (WSC) à celle d'un ergomètre à rouleaux indépendants selon la différence entre la vitesse prédite et la vitesse réelle. Les résultats ont montré que ce modèle simule la propulsion en FRM de façon plus précise lors d'une tâche curviligne comparativement à un ergomètre à rouleaux indépendants (9,97% moins d'erreur), tandis que l'erreur était semblable sur la propulsion linéaire (entre 0,09 et 0,39% moins d'erreur).

#### 1.5.10.4 Limites et forces

La dynamique des membres supérieures est une influence majeure qui doit être considérée, contrairement au modèle de Chénier qui fait abstraction de cette influence. Ainsi, le modèle pourrait être plus réaliste en considérant l'apport de facteurs additionnels, notamment la dynamique des membres supérieures, la résistance de l'air ou la caractérisation des situations en présence d'inclinaisons.

Ce modèle représente toutefois une bonne introduction vers une modélisation simple de la propulsion en FRM en facilitant l'utilisation du modèle par sa limitation de variables et de paramètres nécessaires à sa caractérisation. De plus, sa caractérisation permet l'étude de tâches curvilignes, ce qui était peu développé jusqu'à présent.

### 1.5.11 Modèle Chénier (UA) (2016)

#### *A Simplified Upper-Body Model to Improve the External Validity of Wheelchair Simulators*

##### 1.5.11.1 Contexte

Lors de la propulsion en fauteuil roulant, l'effet du mouvement des membres supérieurs de l'utilisateur peut avoir une grande influence sur le comportement du système fauteuil-utilisateur (Sauret *et al.*, 2013), par exemple au niveau du déplacement du centre de masse global et, conséquemment, la force de résistance au roulement des roues. Bien que certains modèles aient déjà considéré les membres supérieurs dans leur caractérisation (Bascou, 2013 ; Crichlow, 2011 ; Saint Remy, 2005), ces derniers se retrouvent difficilement exploitables en pratique, compte tenu de leur complexité ou de la difficulté à mesurer certains de leurs paramètres nécessaires.

##### 1.5.11.2 Conception

Le modèle Chénier (UA) cherche à simplifier la modélisation des membres supérieurs afin d'inclure leur effet dans la simulation de la propulsion en FRM. Ce travail a permis de retrouver cinq différents modèles, tel que présenté au Tableau 1.12, considérant de manières différentes la contribution des membres supérieurs selon des hypothèses simplificatrices différentes. De ces cinq modèles, le modèle UA (Upper Arm) minimisait à la fois l'erreur de prédiction et la complexité du modèle. Les paramètres et variables nécessaires à l'utilisation du modèle Chénier UA sont présentés au Tableau 1.13.

Tableau 1.12 Inclusions des différents modèles développés par Chénier (2016)

Modèle	Corp(s) rigide(s) considéré(s)					
	FRM	Bras droit	Avant-bras droit	Bras gauche	Avant-bras gauche	Tronc
Roller	X					
Upper Body (UB)	X	X	X	X	X	X
Trunk (TR)	X					X
Upper Arm (UA)	X	X				
Forearm (FA)	X		X			

L'estimation de la cinématique s'est fait grâce à la création d'un patron de mouvement personnalisé à partir de la propulsion des utilisateurs sur un simulateur, où la position des articulations des membres supérieurs était mesurée à l'aide d'un système de capture du mouvement. Par après, ce patron a été appliqué à la propulsion au sol pour valider le modèle. Dans le cas du modèle Chénier (UA), seulement des marqueurs au niveau de l'acromion droit et de l'épicondyle latéral de l'humérus droit sont nécessaires. La force tangentielle au sol, quant à elle, provenait de roues instrumentées SmartWheel<sup>TM</sup>.

### 1.5.11.3 Validation

Chénier a validé son modèle en comparant la vitesse linéaire du fauteuil prédite par le modèle avec la vitesse réelle du fauteuil. Les données d'une étude antécédente ont été utilisées (Blouin *et al.*, 2015), où 18 participants ayant une lésion de la moelle épinière ont propulsé leur FRM sur une distance de 20 mètres à une vitesse d'environ 1,47 m/s. Les modèles présentant la meilleure estimation de la réalité étaient, en ordre décroissant, le modèle UB, UA, FA, RL et TR, où l'erreur quadratique moyenne (RMSE) entre la vitesse réelle du fauteuil et la vitesse prédite par le modèle variait entre 0,026 et 0,044 m/s.

Tableau 1.13 Variables et paramètres uniformisés du modèle Chénier (UA)

Variables d'entrée	$F_{tL,R}(M_{app1,2})$ $x_{iX,Y,Z}(x_1, x_2)$	Force tangentielle au sol Position de l'épaule et du coude par rapport au fauteuil ( $i = 2$ )
Variables de sortie	$\dot{x}_{X,Y,Z}(\hat{x}_{0(UA)})$	Vitesse linéaire du fauteuil
Paramètres	$K_{rF,R}(B_r)$ $M$ $m_i(M_1, M_2)$ $R_{F,R}(R_r)$	Coefficient de résistance au roulement des roues Masse du système fauteuil-utilisateur Masse des différents corps rigides considérés par le modèle (Tableau 1.12) Rayon des roues

#### 1.5.11.4 Limites et forces

Ce modèle permet de modéliser la propulsion en FRM en considérant l'effet de certains segments des membres supérieurs, tout en gardant une complexité moindre, qui nécessite peu de variables et de paramètres pour son utilisation. On y retrouve, entre autres, les hypothèses que la propulsion est symétrique, que le tronc est fixe et que l'orientation de l'avant-bras est constante. Il est donc impossible de simuler avec ce modèle des tâches curvilignes, cependant, il serait possible de minimiser les hypothèses simplificatrices et ainsi augmenter le réalisme et la polyvalence du modèle en utilisant un équipement de capture du mouvement en temps réel pour obtenir le positionnement exact des membres supérieurs lors de la propulsion du fauteuil.

### 1.5.12 Conclusion

Comme on a pu observer tout au long de cette section, le développement de modèles dynamiques pour la propulsion en FRM a fait ses premiers pas il y a plusieurs décennies, ces modèles devenant progressivement plus réalistes au fil du temps. Le nombre de variables et de paramètres a changé d'un modèle à l'autre, ainsi que la nature même de ceux-ci. Le tableau 1-14 synthétise les différents paramètres considérés par les modèles présentés dans les sous-sections 1.5.1 à 1.5.11, où on peut observer ces changements au fil du temps.

Tableau 1.14 Paramètres les plus fréquents dans les modèles existants

(vert = paramètre constant; jaune = variable)

Paramètres		Récurrence des paramètres dans les modèles										Total	
		Shung et al.	Johnson et Aylor	Cooper et al.	Hofstad	Ohnabe et Mizuguchi	Wang et al.	Crichlow	Saint-Rémy	Bascou	Chénier (WSC)		Chénier (UA)
Inertiel	Masse du système fauteuil-utilisateur	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	10
	Moment d'inertie du fauteuil	vert	vert			vert	vert			vert	vert		6
	Masse de l'utilisateur								vert	vert		vert	3
	Inertie polaire des roues arrières	vert				vert		vert					3
	Moment d'inertie des roues		vert	vert									2
Géométrique	Rayon des roues	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	11
	Empattement des roues arrières	vert	vert		vert	vert	vert	vert		vert	vert		8
	Longueur du fauteuil (entraxe des essieux)	vert				vert	vert		vert	vert	vert		6
	Empattement des roues avant		vert					vert			vert		3
	Distance de traînée des roues		vert					vert			vert		3
	Rayon de la main courante				vert				vert				2
	Surface frontale du système fauteuil-utilisateur				vert								1
Résistif	Coefficient de résistance au roulement des roues	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert	10
	Coefficient de friction des roulements à billes	vert	vert	vert	vert	vert	vert	vert					6
	Coefficient de friction des roues						vert		vert				2
	Coefficient de résistance à l'air		vert	vert									2
Cinématique	Distance entre le centre de masse et les essieux	vert			vert	vert	vert		vert				5
	Hauteur du centre de masse	vert				vert	vert			vert			4
	Position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur		vert							vert		vert	3
	Angle d'inclinaison antéro-postérieur	vert					vert						2
	Angle d'inclinaison latéral	vert					vert						2
	Longueurs des segments des membres supérieurs											vert	1
	Distance entre le centre de masse et l'articulation i											vert	1
	Point d'application de la force sur le siège								vert				1

Les paramètres se retrouvant fréquemment dans les modèles de propulsion en FRM sont entre autres la masse du système fauteuil-utilisateur, le rayon des roues, la longueur, largeur et inertie du FRM et le coefficient de résistance au roulement des roues. On remarque que ces paramètres sont courants puisqu'ils sont génériques au contexte de la propulsion en FRM et moins spécifiques que les paramètres caractérisant le moteur électrique, par exemple. De plus, ces paramètres sont définis comme étant des constantes, invariables dans le temps selon le comportement du système fauteuil-utilisateur. Ils doivent alors être définis pour permettre l'utilisation du modèle, autrement celui-ci ne sera pas en mesure de prédire adéquatement des résultats. Afin d'y arriver, des tests additionnels sont fréquemment nécessaires pour déterminer ces paramètres, après quoi il devient possible d'utiliser le modèle maintenant paramétré.

Certains paramètres, qui étaient autrefois des constantes, ont été caractérisés de façon plus précise, permettant de devenir des variables. Par exemple, le paramètre de la position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur, dans le cas du modèle *Chénier UA* (Chénier *et al.*, 2016), varie selon le mouvement des membres supérieurs. Conséquemment, ce paramètre est devenu une variable d'état du système, car sa définition provient de variables d'entrées ou bien d'un autre paramètre.

Jusqu'à présent, les équipements et les instruments de mesure utilisés pour l'étude de la dynamique en FRM ont été présentés dans les sections 1.1 et 1.2. Ensuite, les notions théoriques entourant la modélisation dynamique, ainsi que la définition de ce type d'étude par variables et paramètres ont été expliquées dans les sections 1.3 et 1.4. Finalement, la section 1.5 a permis de synthétiser les modèles dynamiques de FRM déjà existants, cependant ces derniers ont différentes lacunes justifiant le développement d'un nouveau modèle sur le sujet. Ainsi, le deuxième chapitre de ce travail précisera les raisons qui justifient le développement d'un nouveau modèle, de même que les objectifs de ce nouveau modèle.



## CHAPITRE II

### PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

#### 2.1 Problématiques de l'étude

Les simulateurs de FRM sont intéressants, d'une part, pour l'apprentissage et l'entraînement de diverses tâches techniques en FRM, et de l'autre, pour étudier finement l'utilisateur et son fauteuil afin d'ajuster correctement le FRM ou la technique de l'utilisateur. Les simulateurs nécessitent un modèle afin de pouvoir être fonctionnels et plusieurs modèles ont déjà été développés, caractérisant le comportement du système fauteuil-utilisateur selon différentes considérations du contexte réel, telles que les forces résistives en présence sur le FRM et les moments propulsifs appliqués aux roues arrière.

Jusqu'à présent, aucun modèle dynamique ne représente exactement la réalité et, malgré la revue des modèles dynamiques de la littérature, il existe toujours une opposition qui persiste entre la complexité d'un modèle par rapport à sa facilité de caractérisation et la possibilité d'être simulé en temps réel par un simulateur. Conséquemment, ce dernier doit toujours être limité quant à son niveau de réalisme afin d'être utilisable. De plus, bien que plusieurs modèles de la propulsion en FRM existent déjà, ces derniers ont tous été contraints de faciliter, par différentes hypothèses simplificatrices, leur caractérisation en ne permettant pas de représenter exactement le contexte réel.

L'un des problèmes majeurs auquel les modèles antérieurs ont fait face était la limitation technologique des équipements de mesure ou de traitement de données disponibles à leurs époques respectives. Par exemple, Cooper avait mentionné l'intérêt de considérer la cinématique du corps de l'utilisateur (Cooper, 1990), mais que cette inclusion dans son modèle était beaucoup trop complexe à réaliser à son époque. De nos jours, le suivi de segments du corps et la reconstruction de leur trajectoire sont facilités par les logiciels disponibles, permettant donc l'inclusion de variables ou paramètres plus complexes à un modèle qu'auparavant.

Par le passé, les processeurs ne permettaient pas non plus d'avoir un temps de calcul similaire à aujourd'hui. À la fin des années 1970, on retrouvait des processeurs avec une fréquence d'horloge inférieure à 1 MHz, tandis qu'on observe maintenant des processeurs qui fonctionnent à des fréquences supérieures à 4 GHz (Furber, 2017). Ce changement permet de faire plusieurs calculs en temps réel qui n'étaient pas possibles auparavant, permettant l'utilisation d'un modèle à l'intérieur d'une boucle de contrôle rétroactive, par exemple. D'autre part, certains paramètres peuvent maintenant être redéfinis à chaque instant, voyant alors leurs grandeurs varier en fonction du temps. Ces paramètres deviennent donc des variables d'état, notamment la position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur qu'on peut observer dans le tableau 1-14 pour le modèle Chénier (UA). On peut supposer que d'autres paramètres pourraient aussi subir cette transition, principalement au niveau de la résistance de roulement qui varie généralement pendant un cycle de propulsion.

Avec l'utilisation d'équipements de mesures, de traitements de données ou d'algorithmes modernes, il serait aussi possible d'améliorer l'efficacité de la caractérisation de la propulsion en FRM et de retrouver un modèle complexe tout en étant plus praticable, ce qui était contradictoire jusqu'à présent. À titre d'exemple, le modèle *Chénier (UA)* (2016) fait appel à de nouveaux types de paramètres et de variables encore peu utilisés jusqu'à présent, notamment la position de segments de

l'utilisateur, afin de rendre le modèle fonctionnel tout en minimisant le travail de caractérisation de ce dernier.

## 2.2 Défis reliés à l'étude

Le développement d'un modèle dynamique peut introduire plusieurs complications, premièrement au niveau de la prise de données pour la validation du modèle. L'étude de la propulsion en FRM est plutôt spécifique et il est rare d'avoir accès à un échantillon élevé de participant pour effectuer des collectes de données. En effet, la population dont font partie les utilisateurs de FRM est beaucoup moins grande que la population saine, où on observait un taux d'incapacité de 10,4% au Québec en 2006 (Camirand *et al.*, 2011). De plus, le handicap physique regroupe plusieurs pathologies (e.g. dystrophie musculaire, lésion médullaire, paralysie cérébrale) qui elles-même sont associées à différents niveaux de déficiences et d'incapacités, ce qui peut augmenter la variabilité des résultats dans des échantillons déjà faibles. Finalement, le déplacement des participants pour effectuer la prise de données doit être adapté, puisqu'il peut représenter une autre barrière physique pour la population à mobilité réduite.

En deuxième lieu, la caractérisation des différents paramètres peut être une autre source de difficultés. Par exemple, l'obtention de la position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur peut être complexe et doit être effectuée pour chaque sujet. Quelques études se sont penchés sur la question du positionnement du centre de masse de l'utilisateur (Kollia *et al.*, 2012 ; Pillet *et al.*, 2010), sans toutefois avoir encore une méthode qui permet en temps réel d'estimer cette position. D'autre part, l'estimation des paramètres inertiels du FRM peut aussi être difficile à estimer, nécessitant généralement la réalisation de tests additionnels (Bascou, 2013 ; Harris et Piersol, 2002).

### 2.3 Objectifs de l'étude

Cette étude se décompose en trois objectifs, le premier étant de développer un modèle dynamique de l'utilisateur et de son FRM qui représente le comportement du système fauteuil-utilisateur lors de la propulsion du fauteuil. L'utilisation de variables mesurables par les instruments modernes de mesure, telle que la capture du mouvement, permettra d'augmenter la précision du modèle par rapport aux modèles déjà existants.

Le deuxième objectif de cette étude est de personnaliser les paramètres nécessaires au modèle pour la simulation de la propulsion en FRM. À l'aide de tests divers sur le terrain, cette étude tentera alors de définir précisément des valeurs pour chacun des paramètres du modèle en développant des méthodes pratiques de caractérisation de ces paramètres. Comme expliqué dans les sections 1.5.12 et 2.1, certains paramètres seront définis de manière plus précise, notamment en transformant certains paramètres en variables d'états, où leur valeur sera alors actualisée en temps réel au fil de la propulsion.

Finalement, cette étude a comme troisième objectif de valider le nouveau modèle en comparant son réalisme par rapport aux modèles existants, à l'aide de mesures de propulsion sur le terrain. Cette étape permettra de confirmer si le nouveau modèle développé est effectivement plus précis que les modèles déjà existants dans le cadre de la propulsion en FRM.

## CHAPITRE III

### MÉTHODOLOGIE

Dans ce chapitre, la méthodologie reliée aux décisions et aux manipulations effectuées lors du projet sera présentée. La section 3.1 précisera tout d'abord la sélection des modèles antécédents pertinents à la validation du nouveau modèle et le nouveau modèle sera défini selon les variables d'entrée, les paramètres et les variables de sortie à considérer. Ensuite, la section 3.2 englobera les différentes étapes de caractérisation des paramètres du nouveau modèle, entre autres d'une nouvelle méthode de mesure des masses des segments et de leur position, ainsi que la caractérisation des coefficients de résistance au roulement. Par après, une première collecte de données pour valider la mesure des masses des segments et de leur position sera présentée à la section 3.3, suivie d'une collecte de données effectuée pour retrouver les coefficients de résistance au roulement. Finalement, la méthodologie entourant la collecte de données effectuée pour valider le nouveau modèle et le comparer aux modèles antécédents sera présentée à la section 3.4.

### 3.1 Définition du nouveau modèle

La sous-section 3.1.1 se penche sur le choix des différents modèles qui seront comparés, en précisant les raisons pour lesquelles ces derniers sont pertinents pour la validation du nouveau modèle. Par la suite, le développement du nouveau modèle sera présenté à la sous-section 3.1.2.

#### 3.1.1 Sélection des modèles à tester et à comparer avec le nouveau modèle

Basée sur les modèles retrouvés dans la revue de la littérature, la figure 3-1 représente les étapes de sélection réalisées afin de retrouver les modèles retenus. La première étape de filtrage a permis d'exclure trois modèles dynamiques de ceux préalablement recensés (Shung et al. (1983), Johnson et Aylor (1985) et Wang et al. (2009)). Ces trois modèles, s'appliquant uniquement à des fauteuils roulants électriques, ne permettaient pas d'application au niveau des FRM, car la puissance développée par les moteurs du fauteuil n'est pas directement transposable à la puissance développée pour la propulsion en FRM. De plus, un nombre additionnel de paramètres reliés aux moteurs sont présents dans ces modèles, mais ajoutent une complexité et une caractérisation qui ne sont pas mesurables et qui sont hors contextes à la propulsion en FRM.

La deuxième étape de filtrage a permis d'exclure un seul modèle (Ohnabe et Mizuguchi (2001)). Ce dernier manquait de précision au sujet de sa caractérisation, puisque les grandeurs des paramètres et des variables ne sont pas toutes mentionnées, de plus que les méthodes utilisées pour les quantifier, ce qui empêche l'utilisation du modèle lorsqu'on ne possède pas ces valeurs. Il serait possible d'émettre des hypothèses sur ces valeurs manquantes, en revanche cela risquerait de modifier les résultats du modèle vis-à-vis les résultats d'Ohnabe et Mizuguchi selon les grandeurs des paramètres qu'ils ont utilisés. Pour la validation du nouveau modèle, il a donc été décidé de ne pas considérer ce modèle devant les nombreux biais qu'il serait possible d'engendrer.

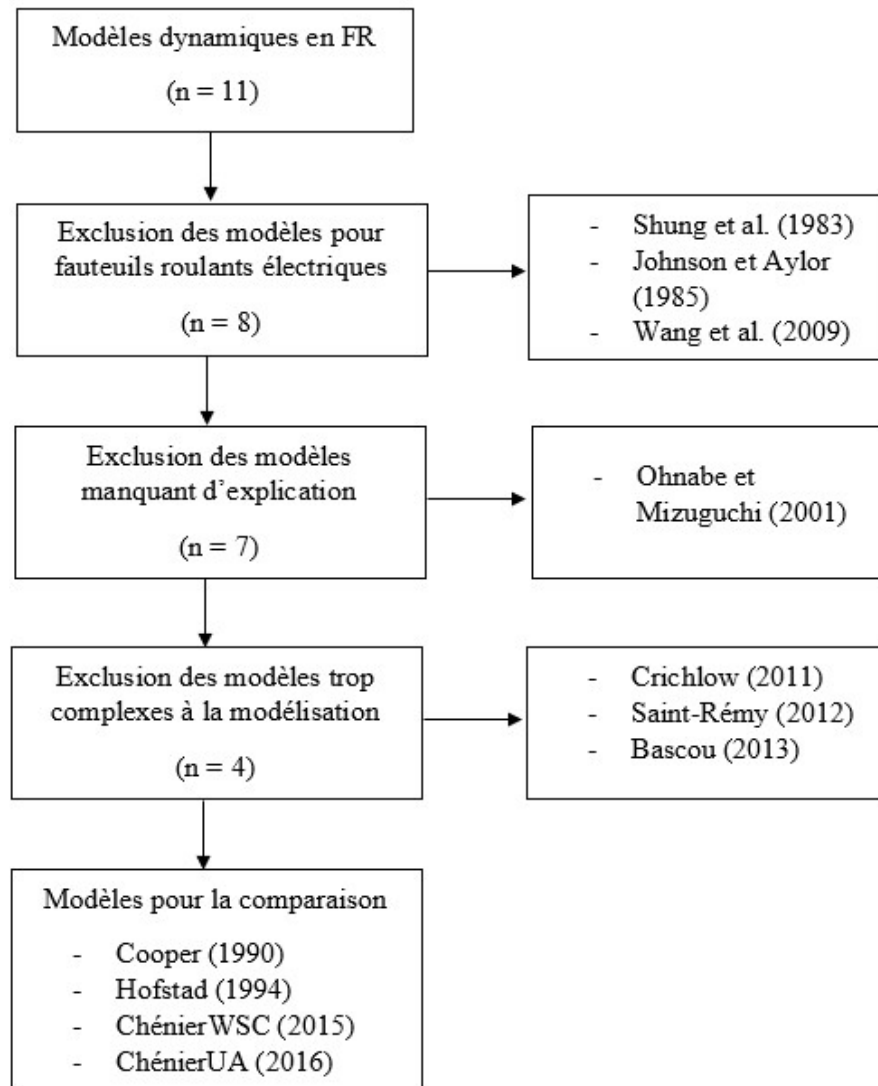


Figure 3.1 Diagramme des étapes de sélection des modèles pour la comparaison

La dernière étape de filtrage, excluant les modèles trop complexes à la modélisation (Crichlow (2011), Saint-Rémy (2005) et Bascou (2013)), a diminué de trois le nombre de modèles pour la validation. Ces derniers nécessitent un nombre très élevé de variables et de paramètres à identifier, ce qui n'est malheureusement pas aisément quantifiable dans un contexte pratique. Par exemple, le modèle de Crichlow (2011) nécessite les constantes d'amortissement, de ressort et de rigidité du fauteuil, des roues

et des roulements à billes, ce qui n'est pas directement mesurable. Bien que ces valeurs pourraient possiblement être estimées, la précision que celles-ci peuvent ajouter ne justifie pas actuellement la difficulté additionnelle qu'introduit la reconstruction de ces modèles. Dans le cadre de ce travail de mémoire, nous avons choisi de nous attarder à l'utilisation des quatre modèles restants pour la validation du nouveau modèle, soit ceux de Cooper (1990), d'Hofstad (1994), de Chénier (WSC) (2015) et de Chénier (UA) (2016).

Ces quatre modèles restants se retrouvent tous être pertinents pour la comparaison avec le nouveau modèle dynamique. Le modèle de Cooper permet d'avoir une référence de base en étant le premier modèle dynamique conçu pour la propulsion en FRM et permettra de retrouver des résultats qui représenteront le niveau de réalisme qu'il était possible d'atteindre lors de sa création en 1990. Les différentes itérations du modèle d'Hofstad, quant à eux, se basent sur le modèle de Cooper et permettent de retrouver une modélisation mieux adaptée à la réalité que son prédécesseur en précisant et en incluant certains paramètres additionnels, telles que différentes définitions de la résistance au roulement ou à l'air. Pour sa part, le modèle de Chénier (WSC) permet la modélisation de la propulsion selon une méthode différente de Cooper et d'Hofstad en permettant une étude non seulement linéaire, mais aussi angulaire de la vitesse du FRM. Finalement, les itérations du modèle Chénier (UA) se retrouvent être les plus complexes des quatre modèles sélectionnés avec l'ajout de la cinématique des membres supérieurs, mais permettent de considérer des éléments supplémentaires à la modélisation dynamique, par exemple l'influence du mouvement de ces membres additionnels.

En fonction des modèles retenus, il est possible de caractériser une grande partie du comportement du FRM lors de la propulsion en se basant uniquement sur les définitions des différents éléments déjà proposés par les auteurs. La section 3.1.2 précisera l'élaboration du nouveau modèle selon les éléments des modèles retenus.



### 3.1.2 Élaboration du nouveau modèle

Selon le principe fondamental de la dynamique (deuxième loi de Newton), on sait que l'accélération d'un objet ( $\ddot{x}$ ) est inversement proportionnelle à sa masse ( $m$ ) et proportionnel à la sommation des forces ( $\vec{F}_i$ ) qu'il subit :

$$\ddot{x} = \frac{1}{m} \sum_i \vec{F}_i \quad (3-1)$$

En intégrant l'équation (3-1), il est possible de retrouver la vitesse de l'objet ( $\dot{x}$ ) :

$$\dot{x} = \frac{1}{m} \int \sum_i \vec{F}_i dt \quad (3-2)$$

Dans le contexte de la propulsion en FRM, les forces que le système fauteuil-utilisateur subit sont la force propulsive ( $F_{prop}$ ) qui procure au système un effort cinétique et les forces résistives qui s'opposent à la force de propulsion, soit la force de résistance au roulement ( $F_{roll}$ ), de friction des roulements à billes, de résistance à l'air et d'inertie des segments de l'utilisateur ( $F_I$ ). Tel que démontré par les résultats des modèles d'Hofstad (1994) et les travaux de Bascou et al. (2017), la force de friction des roulements à billes et de résistance à l'air peuvent toutefois être négligées lors de la modélisation dynamique de la propulsion en FRM. De plus, ces forces résistives peuvent se retrouver très difficiles à quantifier en pratique. Premièrement, la force de résistance à l'air possède une proportionnalité au carré de la vitesse, ce qui en fait une force résistive principale à grande vitesse, mais négligeable à basse vitesse. Lors de la propulsion dans la vie courante, on observe des vitesses d'environ 0,8m/s (Sonnenblum *et al.*, 2012 ; Tolerico *et al.*, 2007), ce qui permet de négliger la résistance à l'air. Aussi, la résistance à l'air est dépendante de la surface frontale du système fauteuil-utilisateur lors de l'exécution d'une tâche, ce qui est difficilement mesurable en temps réel, d'autant plus que sa grandeur varie au fil du temps. Deuxièmement, le coefficient de friction des roulements à billes est très faible (moins de 0,001) lorsque ces derniers ont un entretien adéquat (van der Woude, 1993), influençant alors très peu le comportement

du système. En incluant la force propulsive et les deux forces résistives considérées, l'équation (3-2) peut donc s'écrire sous la forme suivante :

$$\dot{x} = \frac{1}{m} \int (F_{prop} - F_{roll} - F_I) dt \quad (3-3)$$

Dans les sous-sections 3.1.2.1 à 3.1.2.3, la définition de la force propulsive, de résistance au roulement et d'inertie des segments seront présentées en se basant d'une part sur les modèles retenus et, d'autre part, sur de nouvelles définitions lorsqu'une correction de la définition semblerait mieux caractériser le comportement dynamique du FRM lors de la propulsion.

#### 3.1.2.1 Définition de la force propulsive

Telle que présentée à la section 1.1.2, la force utile à la propulsion est définie comme étant la force tangente à la main courante. Bien que Cooper (1990) et Hofstad (1994) utilisent directement cette force comme variable dans leurs modèles en utilisant une cellule de force pour mesurer empiriquement sa grandeur, il est toutefois difficile de confirmer que la force mesurée représente réellement et uniquement la force tangente à la main courante. Une autre méthode pour quantifier la force de propulsion au sol a été utilisée dans le modèle de ChénierUA (2016), soit en divisant la somme des moments de propulsion sur les deux roues ( $M_{L,R}$ ) au rayon de la main courante :

$$F_{prop} = \frac{M_L + M_R}{r_{pr}} \quad (3-4)$$

Cette définition de la force propulsive a l'avantage de permettre l'utilisation de roues instrumentées pour estimer en temps réel cette force en s'assurant de ne pas considérer une composante de force inefficace à la propulsion. Ce sera alors cette équation qui sera utilisée pour décrire la force propulsive.

### 3.1.2.2 Définition de la force de résistance au roulement

Lors de la propulsion en FRM, le coefficient de résistance au roulement peut être influencé par l'angle de cambrure des roues (Faupin *et al.*, 2004), le type de roue utilisé (Kwarciak *et al.*, 2009 ; van der Woude *et al.*, 2006) ou la nature de la surface au sol (Cowan *et al.*, 2009), d'où l'importance d'une caractérisation précise de cette variable lors de la modélisation. Afin de pouvoir déterminer la force de résistance au roulement, il faut d'abord connaître la valeur des coefficients de résistance au roulement ( $\mu_{r,f}$ ) et la distribution de la masse sur les roues ( $D_{r,f}$ ), selon l'équation (3-5) :

$$F_{roll} = \mu_r D_r m g + \mu_f D_f m g \quad (3-5)$$

Où  $\mu_{f,r}$  représente les coefficients de résistance au roulement des roues avant et arrière [N/N],  $D_{f,r}$  les distributions de la masse sur les roues avant et arrière [%],  $m$  la masse du système fauteuil-utilisateur [kg] et  $g$  l'accélération gravitationnelle [ $m/s^2$ ]. La masse du système fauteuil-utilisateur et l'accélération gravitationnelle sont facilement accessibles, toutefois les coefficients de résistance au roulement et les distributions de la masse sont actuellement inconnus, il faut donc déterminer leur valeur afin de pouvoir retrouver la force de résistance au roulement. Il est possible de calculer la distribution de la masse sur les roues avant et arrière selon la position du centre de masse du système par rapport au centre de l'essieu arrière ( $P_c$ ) et à la l'entraxe des essieux ( $L$ ) avec les équations (3-6) et (3-7):

$$D_f = \frac{P_c}{L} \quad (3-6)$$

$$D_r = 1 - D_f \quad (3-7)$$

L'entraxe des essieux représente un paramètre géométrique qui peut préalablement être mesuré sur le FRM, cependant la position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur varie pendant l'exécution de la tâche et doit être déterminée en temps réel. La méthode utilisée est de calculer la position du centre de masse par l'équation (3-8):

$$P_c = \frac{\sum m_i x_i}{m} \quad (3-8)$$

Où  $m_i$  représente la masse du corps rigide  $i$  [kg],  $x_i$  la position antéropostérieure du centre de masse du corps rigide  $i$  par rapport à l'axe des roues arrière [m] et  $m$  la masse totale du système fauteuil-utilisateur [kg]. Le système fauteuil-utilisateur est divisé selon les dix corps suivants : tronc (incluant la tête et le cou), bras droit et gauche, avant-bras droit et gauche, cuisse droite et gauche, jambe droite et gauche (incluant les pieds) et FRM. On peut maintenant reprendre l'équation (3-5) de la force de résistance au roulement et la préciser selon la forme suivante :

$$F_{roll} = \mu_r \left( 1 - \frac{\sum m_i x_i}{L} \right) mg + \mu_f \left( \frac{\sum m_i x_i}{L} \right) mg \quad (3-9)$$

Dans la section 3.2.1, nous préciserons comment déterminer la masse et la position des segments à l'aide de mesure du mouvement, méthode qui sera vérifiée par des collectes en laboratoire. Pour sa part, la détermination des coefficients de résistance au roulement sera précisée dans la sous-section 3.2.2.

### 3.1.2.3 Définition de la force inertielle

Lorsqu'un corps rigide se déplace dans le sens contraire du système fauteuil-utilisateur, ce dernier applique une force de résistance au mouvement global, tandis qu'à l'inverse, un déplacement dans le sens de la direction du système fauteuil-utilisateur contribue à augmenter la vitesse du système. L'équation (3-10) définit la force inertielle en ce sens :

$$F_I = \sum_{i=1}^n m_i * \frac{d^2(x_i)}{dt^2} \quad (3-10)$$

où  $m$  représente la masse des différents corps rigides [kg] et  $x_i$  la position du centre de masse des différents corps rigides [m]. La position des segments pourra d'ailleurs être

retrouvée par la nouvelle méthode de détermination de la distribution de masse qui sera présentée à la section 3.2.1.

### 3.1.2.4 Forme finale de la définition du modèle

Après avoir défini les différentes forces considérées par le nouveau modèle dans les sections 3.1.2.1 à 3.1.2.3, il est maintenant possible de reprendre l'équation (3-3) et y inclure les équations (3-4), (3-9) et (3-10) pour retrouver la forme finale du modèle proposé :

$$\dot{x} = \frac{1}{m} \int \left( \frac{(M_L + M_R)}{r_{pr}} - \mu_r \left( 1 - \frac{\sum m_i x_i}{L} \right) mg - \mu_f \left( \frac{\sum m_i x_i}{L} \right) mg - \sum m_i * \frac{d^2(x_i)}{dt^2} \right) dt \quad (3-11)$$

Le tableau 3-1 permet d'observer les différentes variables et paramètres propres à ce nouveau modèle, basé sur l'équation (3-11) :

Tableau 3.1 Variables et paramètres du nouveau modèle

Variables d'entrée	$M_{L,R}$ $x_i$	Moments appliqués sur les roues arrière Position du corps rigides i par rapport au fauteuil
Variables de sortie	$\dot{x}$	Vitesse linéaire du système fauteuil-utilisateur
Paramètres	$\mu_{f,r}$	Coefficient de résistance au roulement des roues
	$m$	Masse du système fauteuil-utilisateur
	$m_i$	Masse du corps rigides i
	$r_{pr}$	Rayon des mains courantes

## 3.2 Caractérisation des paramètres du nouveau modèle

Dans les modèles antécédents, la valeur des forces de résistance au roulement et d'inertie du mouvement des membres de l'utilisateur est souvent supposée comme étant constante ou négligée. Or, plusieurs facteurs (e.g. posture de l'utilisateur, type de

propulsion) font varier la valeur de ces forces, on ne peut donc pas s'en tenir à des simplifications pour modéliser adéquatement ces éléments de la propulsion en FRM. Pour pouvoir quantifier adéquatement ces forces et permettre l'utilisation du nouveau modèle, il faut pouvoir:

- mesurer en temps réel le positionnement des segments du corps;
- caractériser les coefficients de résistance au roulement ( $\mu_f$  et  $\mu_r$ ).

Une nouvelle méthode de mesure en temps réel sera précisée dans la section 3.2.1 afin de permettre de répondre au premier point en permettant de retrouver ces forces comme étant des forces variables et non des constantes, tandis que la section 3.2.2 décrira les étapes de la caractérisation des coefficients de résistance au roulement.

### 3.2.1 Mesure des masses des segments $m_i$ et de leur position $x_i$

La masse et la position des différents corps rigides peuvent être déterminées grâce à des tables anthropométriques standardisées (Winter, 2009), où il faut toutefois connaître la position des différentes articulations du participant. Certains auteurs ont déjà développé des méthodes pour retrouver les paramètres inertiels des différents segments, cependant celles-ci peuvent difficilement s'appliquer au fauteuil. Premièrement, la méthode de De Leva (1996) permet de corriger les résultats de Zatsiorsky et Seluyanov (1983) afin de considérer les longueurs des segments à partir de centres articulaires plutôt que des points anatomiques uniquement, mais cette méthode ne s'applique qu'à des participants sains. Les travaux de Dumas et al. (2007a) ont permis de préciser cette définition en exprimant les paramètres inertiels selon le système de coordonnées de chaque segment de manière à respecter les recommandations de l'International Society of Biomechanics (ISB) (Wu *et al.*, 2002, 2005), plutôt que De Leva (1996) qui les exprime selon le plan antéropostérieur, médiolatéral et transverse de la personne. Bien que l'utilisation en pratique s'applique encore exclusivement sur des participants sains, cette définition est beaucoup plus

intéressante, entre autres pour estimer les angles articulaires entre les segments. Afin de quantifier rapidement ces paramètres, Pillet (2010) a par la suite développé une méthode non invasive, nécessitant simplement la prise de deux photos pour déterminer les paramètres inertiels. Toutefois, l'ensemble de ces méthodes ne sont pas adaptées aux utilisateurs de fauteuil roulant, car elles se basent sur des participants sains ou nécessitent que ceux-ci se tiennent debout pour mesurer les variables requises. Finalement, Kollia (2012) a adapté la méthode de Pillet (2010) pour une définition avec des participants assis, tel que les utilisateurs de FRM, mais les prises de mesures nécessaires ne considèrent pas les obstructions physiques additionnelles lors de l'utilisation d'un FRM conventionnel ou pour la pratique de sports adaptés. Une nouvelle méthode qui permet de retrouver le centre de masse global du système fauteuil-utilisateur grâce aux positions de ses différents segments a donc été adaptée pour pouvoir être utilisée avec tout type de FRM et des tests préliminaires ont été effectués en laboratoire pour la valider. Dans le cadre du développement du nouveau modèle, cette méthode permettrait de retrouver la position du centre de masse du système, élément essentiel à la détermination de la force de résistance au roulement et de la force inertielle lors de la réalisation de tâches en FRM.

La nouvelle méthode consiste à utiliser un système de capture du mouvement afin de retrouver la position tridimensionnelle de marqueurs réfléchissants apposés sur le participant et d'exprimer, après traitement des données, la position et l'orientation des centres articulaires de chaque segment du corps du participant. La figure 3-2 représente les positions des marqueurs nécessaires sur les différents points anatomiques afin d'être conforme aux recommandations de l'ISB et des travaux de Dumas (2007).

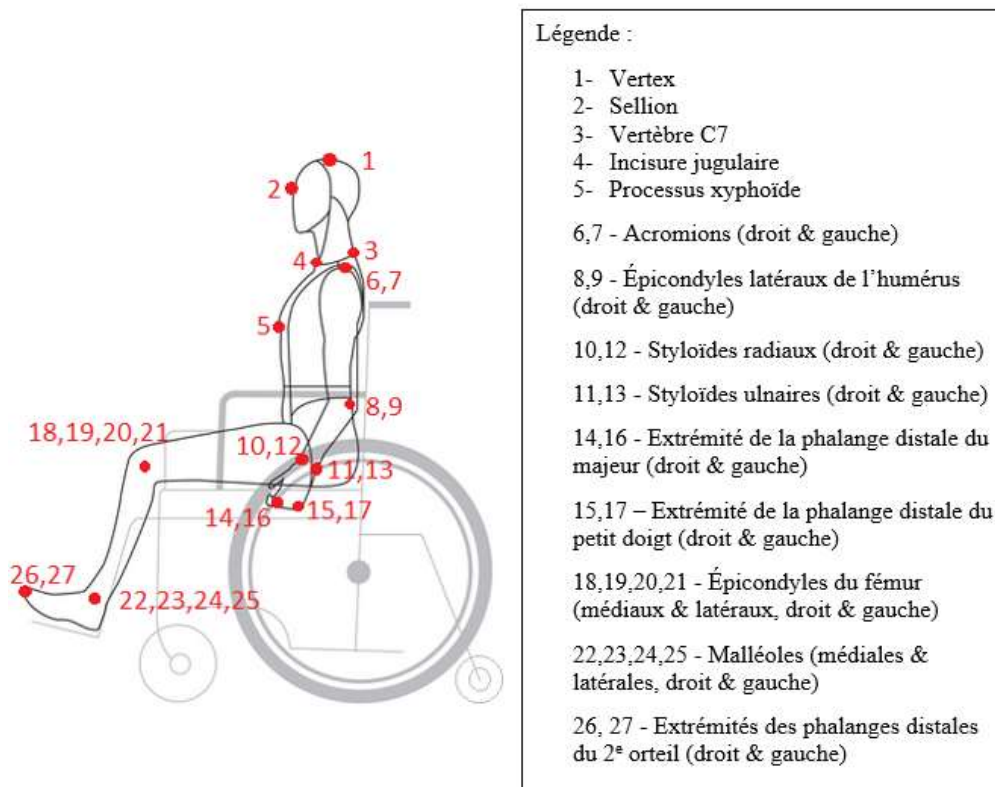


Figure 3.2 Positionnement des différents marqueurs réfléchissants pour la détermination de la position du centre de masse

Pour l'ensemble des segments sauf le bassin, il est possible d'utiliser directement les points anatomiques proposés par Dumas (2007) pour définir les systèmes de coordonnées locaux de chaque segment. Cependant, l'utilisation d'un FRM limite les zones atteignables pour apposer des marqueurs et les épines iliaques postérieures et antérieures, ainsi que la symphyse pubienne, sont difficilement accessibles. Ces points anatomiques peuvent cependant être reconstruits à partir de marqueurs installés sur le fauteuil lors d'enregistrements de pointage effectués avec une sonde (Optitrack<sup>®</sup>) prévue à cet effet. La reconstruction d'un point anatomique permet d'estimer la position de ce dernier en exprimant sa position à un corps rigide auquel il est solidaire. En considérant que le bassin est fixe lors de la propulsion en FRM, on peut supposer que les points anatomiques de ce dernier sont exprimés en fonction du corps rigide du



FRM. La sonde, quant à elle, permet de pointer l'endroit où ce point anatomique se positionne par rapport au corps rigide désiré. La figure 3-3 montre la position de ces points anatomiques nécessaires pour la définition du bassin selon les travaux de Dumas (2007).

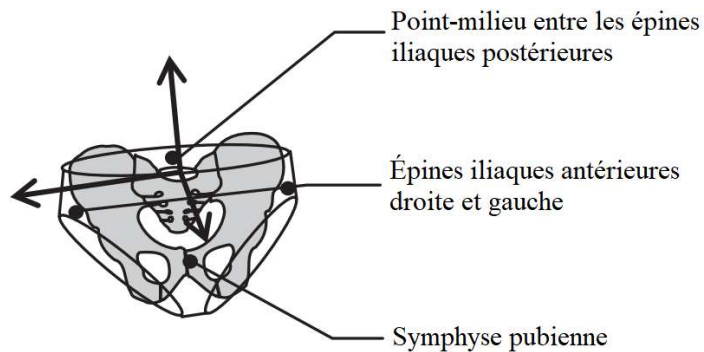


Figure 3.3 Points anatomiques à sonder pour le bassin selon les travaux de Dumas (2007)

Or, il est difficile de pointer les épines iliaques postérieures lorsque le participant est assis dans son fauteuil à cause du dossier. Ainsi, le sondage de ces points anatomiques se fait en deux étapes, où le participant s'avance premièrement sur son FRM pour permettre un premier sondage des crêtes iliaques antérieures et postérieures et de la symphyse pubienne, exprimées par rapport au corps rigide du FRM. Par la suite, le participant s'assoit normalement dans son FRM et un deuxième sondage des crêtes iliaques antérieures et de la symphyse pubienne est effectué. Finalement, on retrouve la position des crêtes iliaques postérieures dans cette position par recalage des positions enregistrées à la première étape sur leurs positions actuelles, tel qu'on observe à la figure 3-4.

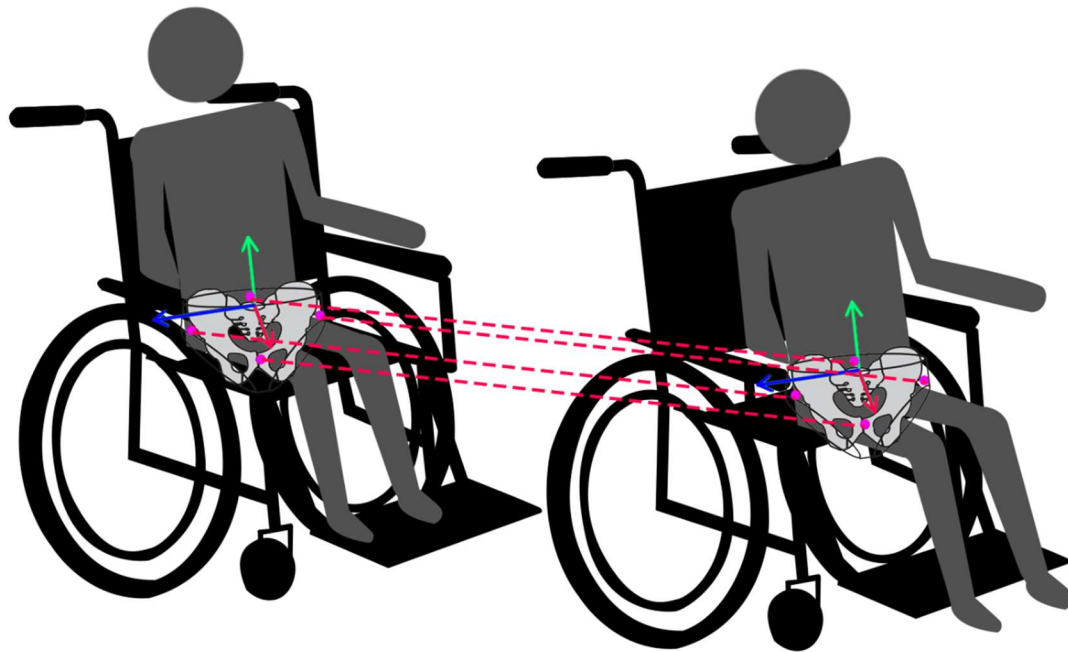


Figure 3.4 Recalage des points anatomiques du bassin entre la position à l'avant du siège (figure de droite) et en position de propulsion (figure de gauche)

Cette méthode permet alors de définir la position et l'orientation du bassin du participant selon les définitions de Dumas (2007) et en respectant les recommandations de l'ISB pour un participant en contexte de handicap qui utilise un FRM. La section 3.3 portera justement sur une validation de cette nouvelle méthode, afin de s'assurer que celle-ci est pertinente pour déterminer le positionnement du centre de masse global du système fauteuil-utilisateur.

### 3.2.2 Caractérisation des coefficients de résistance au roulement $\mu_f, \mu_r$

En reprenant la deuxième loi de Newton, la force de résistance au roulement lors de la décélération libre du fauteuil avec le corps immobile peut être définie par l'équation suivante :

$$F_{roll} = ma \quad (3-12)$$

Il est possible d'utiliser une double intégration pour transformer l'équation (3-12) et la retrouver sous forme de polynôme de deuxième degré, tel qu'il a déjà été effectué par Kwarciak (2009):

$$\iint F_{roll} dt dt = \iint ma dt dt$$

$$F_{roll} * \frac{t^2}{2} + c_2 t + c_1 = mp(t)$$

En isolant la position du fauteuil  $p(t)$ ,

$$p(t) = \frac{F_{roll}}{2m} t^2 + \frac{c_2}{m} t + c_1 \quad (3-13)$$

il devient possible de déterminer la résistance totale de roulement ( $F_{roll}$ ) en effectuant une régression linéaire d'ordre 2 sur l'équation (3-13) :

$$p(t) = a_2 t^2 + a_1 t + a_0$$

où  $F_{roll}$  est obtenu à partir du coefficient  $a_2$  :

$$F_{roll} = 2ma_2 \quad (3-14)$$

Dans l'équation (3-14),  $a_2$  représente le coefficient polynomial de la roue du FRM retrouvé à l'aide de la fonction *polyfit* de Matlab<sup>®</sup>. C'est par cette méthode qu'on trouve la résistance totale de roulement  $F_{roll}$  à l'aide d'un essai de décélération libre du FRM.

Une fois la résistance totale de roulement  $F_{roll}$  déterminée, les coefficients de résistance au roulement avant ( $\mu_f$ ) et arrière ( $\mu_r$ ) sont calculés à partir des équations (3-15) et (3-16) :

$$F_{roll} = D_f F_{roll} + D_r F_{roll} \quad (3-15)$$

$$F_{roll} = \mu_f mg + \mu_r mg \quad (3-16)$$

En calculant la distribution de masse ( $D_r$ ,  $D_f$ ) pendant un essai de décélération selon la méthode présentée à la section 3.2.1 qui mesure la masse et la position des segments du corps du participant, les coefficients de résistance au roulement avant ( $\mu_f$ ) et arrière ( $\mu_r$ ) sont obtenus en combinant les équations (3-15) et (3-16) :

$$\mu_f = \frac{D_f F_{roll}}{mg} \quad (3-17)$$

$$\mu_r = \frac{D_r F_{roll}}{mg} \quad (3-18)$$

### 3.2.3 Synthèse des étapes de caractérisation du nouveau modèle

Afin de faciliter la compréhension de l'ensemble des étapes présentées dans les sections 3.2.1 et 3.2.2, la figure 3-5 recense les étapes nécessaires à la caractérisation et à l'utilisation du modèle. D'une part, la méthode de mesure de la position et de la masse des segments de l'utilisateur permet de retrouver la distribution de masse sur les roues du FRM ( $D_{f,r}$ ) grâce à la position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur ( $P_c$ ), tel que présenté à la section 3.2.1. D'autre part, la force de résistance au roulement ( $F_{roll}$ ) lors d'un essai de décélération est déterminée grâce à l'estimation d'un coefficient polynomial ( $a_2$ ) selon la courbe de décélération du fauteuil. Grâce à ces deux variables, on peut alors caractériser le coefficient de résistance au roulement des roues du FRM ( $\mu_{f,r}$ ) selon les définitions de la section 3.2.2. Ensuite, l'utilisation du modèle est basée sur la force propulsive ( $F_{prop}$ ), la force de résistance au roulement ( $F_{roll}$ ) et la force inertielle ( $F_I$ ). En appliquant l'équation (3-11) définissant le nouveau modèle, on retrouve finalement la vitesse simulée du FRM ( $\dot{x}$ ).

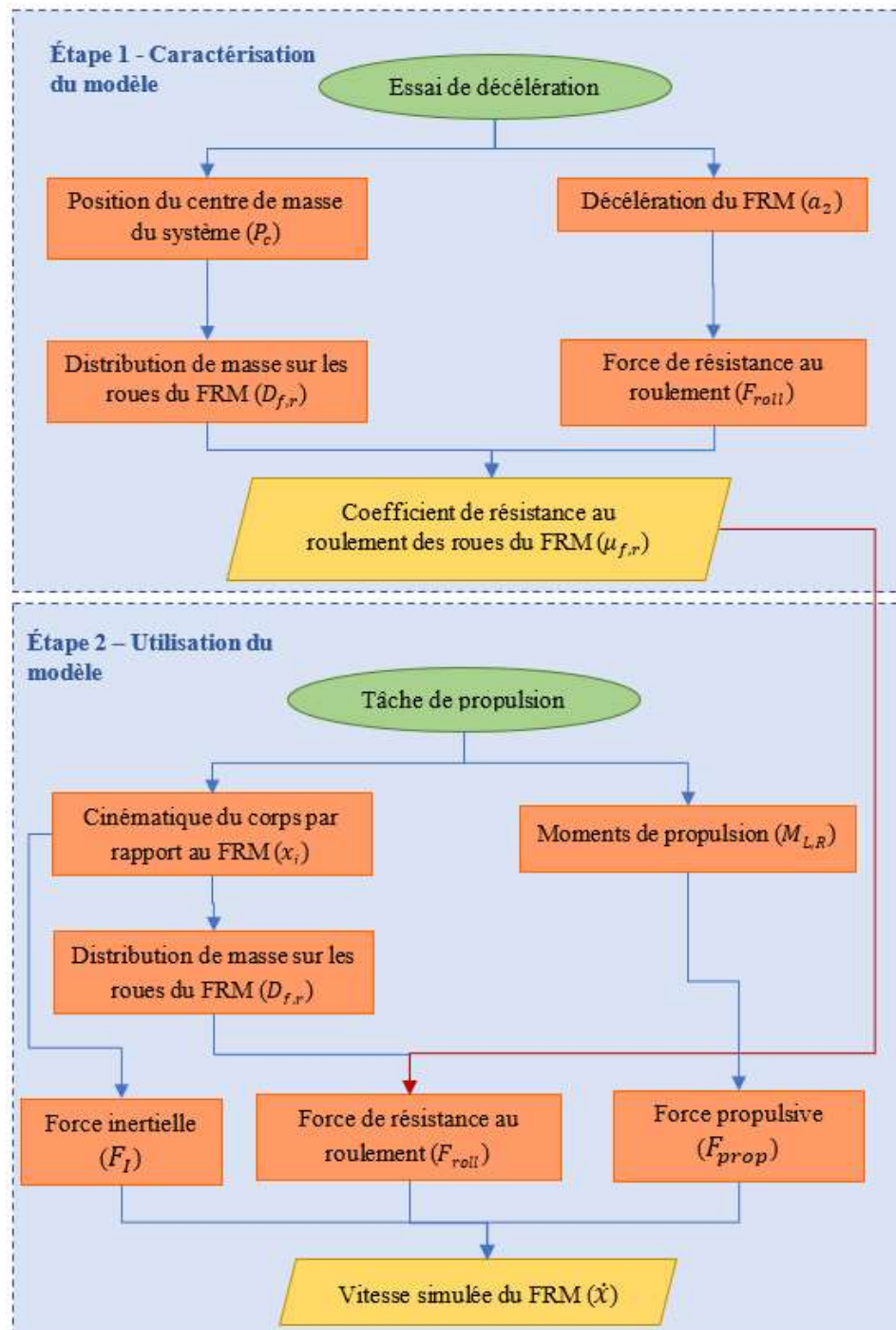


Figure 3.5 Organigramme du processus de caractérisation et d'utilisation du nouveau modèle

### 3.3 Validation de la mesure des masses des segments $m_i$ et de leurs positions $x_i$

Un participant sain, âgé de 25 ans, a été instrumenté de 27 marqueurs réfléchissants sur des repères anatomiques tels qu'indiqués à la figure 3-2, où 12 caméras optoélectroniques (Optitrack<sup>®</sup>) ont permis de retrouver les coordonnées de chacun d'entre eux. Pendant ce temps, quatre plateformes de forces triaxiales (AMTI<sup>®</sup>) ont mesuré la force verticale appliquée sous chacune des roues du FRM afin d'obtenir une mesure réelle de la distribution de masse. Le participant, lorsque demandé, se positionnait selon l'une des cinq positions suivantes de manière statique (présentées à la figure 3-6), soit :

- A. Position anatomique, où le dos est droit, les mains ouvertes sur le côté des roues, parallèle au tronc.
- B. Position avec flexion maximale avant, où les bras sont en flexion vers l'avant.
- C. Position avec extension maximale, où les bras sont en extension vers l'arrière.
- D. Position avec flexion latérale droite, où le bras droit est en élévation vers la droite et la main gauche agrippe la main courante de la roue arrière gauche.
- E. Position avec flexion latérale gauche, où le bras gauche est en élévation vers la gauche et la main droite agrippe la main courante de la roue arrière droite.

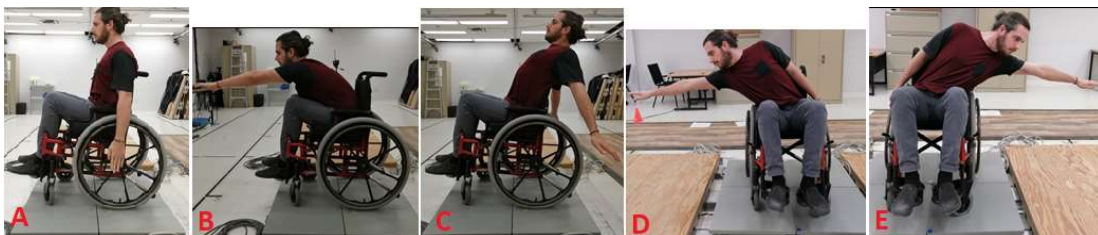


Figure 3.6 Différentes positions fixes prises par le participant lors de la détermination de la position du centre de masse

Le traitement des données, effectué à l'aide du logiciel de programmation Matlab<sup>®</sup>, a permis de reconstruire 10 segments selon la méthode présentée à la section 3.2.1, grâce à la mesure des positions des différents marqueurs réfléchissants. Par la suite, la position du centre de masse du participant a été estimée de manière cinématique en utilisant l'équation (3-8) et, avec la mesure de chacune des plateformes de force sous les roues, la position du centre de masse a aussi été estimée, mais de manière cinétique. Afin de valider la méthode utilisée, les positions antéropostérieures et médiolatérales du centre de masse retrouvées à l'aide du système optoélectronique ont été comparées aux positions retrouvées par les plateformes de force. Les résultats de ces tests seront présentés dans la section 4.1.



### 3.4 Collecte de données pour la caractérisation des coefficients de résistance au roulement

Dans le but de caractériser empiriquement les coefficients de résistance au roulement selon la méthode présentée à la section 3.2.2, des acquisitions sur le terrain ont été effectuées avec sept athlètes réguliers de BFR (âge = 33,43 ans  $\pm$  11,52). On retrouve dans le tableau 3-2 la démographie de ces sept participants. Les critères d'inclusion obligeaient les participants de faire partie d'une équipe de BFR et de ne pas être en présence de blessures ou de douleurs qui pouvaient influencer les acquisitions. Les manipulations ont été effectuées au préalable à ce projet de maîtrise, faisant partie d'un projet de recherche sur le BFR intitulé « Contraintes biomécaniques du basketball en fauteuil roulant ». Le certificat de l'éthique (#UQAM CIEREH 2879\_e\_2018) a été obtenu auprès du Comité institutionnel d'éthique de la recherche avec des êtres humains (CIEREH) de l'Université du Québec à Montréal (UQAM).

Tableau 3.2 Démographie des participants

Participant	Sexe [♂, ♀]	Âge [années]	Côté dominant [D, G]	Handicap	Taille [m]	Poids [kg]	IMC [kg/m <sup>2</sup> ]	Expérience [années]	Classification (échelle canadienne) ([1,0 - 4,5])
1	♂	23	D	Dysplasie spastique	1,63	58	21,8	11	2,0
2	♂	34	D	Lésion de la moelle épinière (T7)	1,50	73	32,4	10	1,5
3	♀	31	D	Lésion de la moelle épinière (T6, A)	1,60	61	23,8	3	1,0
4	♂	29	G	Paralysie cérébrale	1,68	60	21,3	10	1,0
5	♂	24	D	Aucun (valide)	1,78	78	24,6	16	4,5
6	♂	60	D	Lésion de la moelle épinière (D6-D7, A)	1,83	71	21,2	6	1,0
7	♂	33	D	Lésion de la moelle épinière (T10, A)	1,76	95	30,7	1,5	2,0
<b>Moyenne</b>	♂ = 6	33,43	D = 6	/	1,68	70,86	25,11	8,21	1,86
<b>(SD)</b>	♀ = 1	(11,52)	G = 1	/	(0,11)	(12,06)	(4,26)	(4,66)	(1,16)

À l'aide de 14 caméras optoélectroniques (Optitrak<sup>®</sup>), les coordonnées 3D de marqueurs réfléchissants placées sur le fauteuil et le participant ont pu être captées. Ces marqueurs étaient placés sur les points anatomiques suivants : le front, la tempe, l'oreille, la vertèbre C7, la pointe de la scapula, l'épine scapulaire, l'acromion,

l'épicondyle latéral du coude et le styloïde ulnaire. Des corps rigides ont été déterminés grâce à des groupements de quatre marqueurs solidaires entre eux au niveau de la roue, du fauteuil, du bras et de l'avant-bras, totalisant 16 marqueurs. De plus, des données cinétiques ont été enregistrées avec deux roues instrumentées (SmartWheel™) à une fréquence de 120Hz pour mesurer la position angulaire des roues.

Le participant se plaçait en position anatomique (telle qu'à la figure 3-6A) et un enregistrement par capture du mouvement était effectué, incluant le sondage des points anatomiques nécessaires. Pour de plus amples précisions sur les étapes des collectes de données, il est possible de se référer au protocole expérimental à l'annexe A. Deuxièmement, l'essai *coastdown* était effectué où le participant était propulsé jusqu'à atteindre une vitesse d'environ 3 m/s, après quoi le fauteuil décélérait pendant 6 m. La surface du sol était composée de bois franc ciré, tandis que les pneus (Kenda®) avaient une pression de 110 psi. Quatre essais où le participant avait le tronc en position anatomique ont été effectués, permettant de retrouver une posture similaire que lors de l'enregistrement cinématique.

Le traitement des données consistait premièrement à recréer des marqueurs et corps rigides virtuels grâce aux essais de sonde effectués sur l'athlète et à des algorithmes développés sur le logiciel Matlab (Chénier, 2012). Deuxièmement, l'application numérique de la méthode de détermination du centre de masse du système fauteuil-utilisateur, présentée à la section 3.2.1, a été utilisée. Finalement, la vitesse linéaire du fauteuil était retrouvée selon un filtre dérivateur Savistky-Golay d'ordre 2 sur l'angle des roues mesuré. La période de décélération a été manuellement déterminée grâce à la vitesse linéaire qui diminue graduellement lorsque le participant n'était plus propulsé. Les coefficients de résistance au roulement étaient alors retrouvés en utilisant les étapes de caractérisation précisées à la section 3.2.2. Afin de juger des résultats obtenus, les valeurs de coefficients retrouvés ont ensuite été comparées à la littérature, ces résultats seront présentés à la section 4.2.

### 3.5 Validation du nouveau modèle

Dans le but d'utiliser les modèles retenus et le nouveau modèle pour comparer la précision de leurs estimations en FRM, une collecte de données a été effectuée sur le terrain avec les sept mêmes athlètes que pour la caractérisation des coefficients de résistance au roulement de la section 3.4. La démographie des participants a d'ailleurs été présentée au tableau 3-2 et le document éthique incluait aussi la réalisation de ces collectes de données.

L'instrumentation comportait un système de capture du mouvement composé de 14 caméras optoélectroniques (Optitrack<sup>®</sup>) mesurant la position de marqueurs réfléchissants apposés aux mêmes endroits qu'indiqué au tableau 3-2, soit le front, la tempe, l'oreille, la vertèbre C7, la pointe de la scapula, l'épine scapulaire, l'acromion, l'épicondyle latéral du coude et le styloïde ulnaire. Les mêmes corps rigides ont aussi été déterminés par les marqueurs au niveau de la roue, du fauteuil, du bras et de l'avant-bras. Afin d'obtenir des mesures cinétiques, un système de roues instrumentées (SmartWheel<sup>™</sup>) a enregistré les forces et moments appliqués sur la main courante, ainsi que la position angulaire de la roue lors de la réalisation de la tâche. Les acquisitions de données ont été faites de manière unilatérale, où deux enregistrements de chaque côté ont été effectués.

Après un échauffement d'au moins cinq minutes, le participant devait effectuer une tâche de propulsion synchrone sur une distance de 9 m. En partant d'une position initiale statique, il lui était demandé de propulser son FRM le plus vite possible avec les deux mains simultanément jusqu'à traverser la distance demandée indiquée par deux cônes.

Avant de pouvoir utiliser ces données avec les différents modèles, un traitement de données par l'utilisation du logiciel Matlab<sup>®</sup> a préalablement été effectué afin de retrouver l'ensemble des variables et paramètres nécessaires (voir section 3.1). Entre autres, la position de tous les segments de chaque participant a été retrouvée en reconstruisant ces segments selon la position des différents marqueurs et leur accélération a été obtenue en utilisant un filtre double-dérivateur Savitsky-Golay de deuxième ordre. De plus, les données cinétiques des roues instrumentées ont été synchronisées aux données cinématiques du système de capture du mouvement afin de permettre la combinaison des différents équipements de mesure.

Les résultats de chaque modèle suite à l'utilisation de ces enregistrements sont présentés dans la section 4.3. L'erreur moyenne quadratique (RMSE) entre les courbes d'accélération estimée et réelle est également présentée pour chaque modèle. Cette erreur permet de mesurer l'écart-type des résidus, c'est-à-dire la distance entre les valeurs de l'accélération réelle et de l'accélération estimée. Plus la RMSE est élevée, plus la courbe d'accélération du modèle est donc différente de l'accélération réelle.

Afin de quantifier la performance du nouveau modèle vis-à-vis les modèles antérieurs, une analyse statistique a été réalisée à la suite des collectes de données. L'erreur entre chaque modèle et les résultats réels est comparée, soit la RMSE entre l'accélération linéaire prédite par le modèle et l'accélération linéaire réelle du système fauteuil-utilisateur. Étant donné que cette valeur est une mesure globale pour chaque modèle et participant, nous avons retrouvés plusieurs groupes distincts et a été possible de procéder à une analyse ANOVA à mesures répétées, suivie de tests post-hoc, pour déterminer les différences entre les modèles. Finalement, dans le but de corriger les problèmes que peuvent causer les comparaisons multiples au niveau du seuil de significativité, la correction de Holm-Bonferroni a été utilisée lors des tests post-hoc.

## CHAPITRE IV

### RÉSULTATS

Pour donner suite à la section 3 qui présentait les méthodes et les collectes de données nécessaires afin de caractériser et d'utiliser les modèles dynamiques retenus pour la propulsion en FRM, la section 4 comporte l'ensemble des résultats obtenus à la suite de ces différentes collectes de données. En premier lieu, la section 4.1 présente les résultats de la méthode de mesure des masses des segments et de leurs positions qui provient de la section 3.2.1. En deuxième lieu, la section 4.2 contient les résultats de la caractérisation des coefficients de résistance au roulement, en référence à la méthode présentée à la section 3.2.2. Finalement, les résultats en lien à l'utilisation des différents modèles dynamiques seront présentés à la section 4.3.

#### 4.1 Mesure des masses des segments $m_i$ et de leurs positions $x_i$

Le tableau 4-1 contient les positions antéropostérieures et médiolatérales du centre de masse du système fauteuil-utilisateur selon les différentes postures qui ont été présentées à la figure 3-6. Les positions ont été estimées par la répartition du poids sur chacune des quatre plateformes de force et par la méthode de détermination de la position du centre de masse qui nécessitait un système de capture du mouvement.

Tableau 4.1 Position du centre de masse (CoM) – Plateformes de force (référence) vs. Capture du mouvement (essai du modèle)

Position	Positions antéropostérieures [m]			Positions médiolatérales [m]		
	Plateformes de force	Capture du mouvement	Différence	Plateformes de force	Capture du mouvement	Différence
A	-4,509	-4,485	-0,023	0,322	0,282	0,039
B	-4,638	-4,557	-0,080	0,313	0,345	-0,032
C	-4,433	-4,435	0,002	0,319	0,228	0,091
D	-4,502	-4,470	-0,033	0,236	0,223	0,013
E	-4,503	-4,519	0,017	0,405	0,342	0,062
<b>Moyenne</b>	-4,517	-4,493	<b>-0,024</b>	0,319	0,284	<b>0,035</b>
<b>Écart-type</b>	0,067	0,042	<b>0,033</b>	0,053	0,053	<b>0,042</b>

Selon les cinq différentes positions adoptées par le participant, la position antéropostérieure moyenne du centre de masse diffère de  $-0,024 \pm 0,033$  m entre les plateformes de force et la capture du mouvement. Pour sa part, la position médiolatérale moyenne du centre de masse diffère de  $0,035 \pm 0,042$  m.

#### 4.2 Caractérisation des coefficients de résistance au roulement $\mu_f, \mu_r$

Le tableau 4-2 regroupe les résultats des essais de décélération des collectes de données de la section 3.4. On y retrouve les valeurs moyennes des quatre essais de décélération pour les coefficients de résistance au roulement des roues avant et arrière, ainsi que la force de résistance au roulement. Les résultats sont présentés en fonction de chaque participant et on peut observer la distribution de masse sur les roues avant ( $D_f$ ) aussi mesurée.

Tableau 4.2 Forces et coefficients moyens de résistance au roulement selon le participant et la distribution de masse retrouvée

Participant	$D_f$ [%]	$F_{roll}$ [N] moyen	$\mu_f$ moyen	$\mu_r$ moyen
1	48,44	13,39	0,0114	0,0122
2	46,36	16,77	0,0109	0,0126
3	35,57	16,29	0,0098	0,0177
4	44,61	12,57	0,0095	0,0117
5	51,92	14,93	0,0094	0,0102
6	45,69	17,7	0,0100	0,0139
7	44,96	18,21	0,0087	0,0107
<b>Moyenne</b>	45,36	<b>15,69</b>	<b>0,0100</b>	<b>0,0127</b>
<b>Écart-type</b>	4,63	<b>1,98</b>	<b>0,0009</b>	<b>0,0023</b>

En moyenne, on remarque que le pourcentage de distribution de la masse sur les roues avant était de  $45,36 \pm 4,63$  % lorsque le participant avait une posture droite, ce qui a permis de retrouver une force de résistance au roulement moyenne de  $15,69 \pm 1,98$  N. De plus, le coefficient moyen de résistance au roulement des roues avant est de  $0,0100 \pm 0,0009$ , tandis que le coefficient moyen pour les roues arrière est de  $0,0127 \pm 0,0023$ .

### 4.3 Résultats de la validation du nouveau modèle

Après la réalisation des collectes et du traitement des données de la section 3.5, nous avons pu retrouver les résultats des sous-sections 4.3.1 à 4.3.5 pour la validation du nouveau modèle. Pour chaque participant, une courbe représentant la vitesse linéaire et l'accélération linéaire réelle du FRM lors de la tâche de propulsion à effort maximal, ainsi qu'une courbe représentant la vitesse et l'accélération linéaire estimée par chacun des modèles retenus pour la validation du nouveau modèle est présentée. Bien qu'il aurait été possible de retrouver la position du FRM aussi, il a été jugé plus intéressant de présenter la vitesse linéaire, puisqu'elle représente la variable de sortie du modèle dynamique. Cependant, nous avons aussi décidé d'étudier l'accélération linéaire, car c'est la variable de sortie la plus sensible aux influences externes parmi les trois, ce qui permet une meilleure analyse visuelle et de quantifier l'effet du mouvement des segments du corps et de la force de résistance au roulement lors de l'essai de propulsion. De plus, la vitesse et la position prédite sont issues de l'intégration de l'accélération prédite et auraient donc tendance à accumuler de l'erreur avec le temps. Afin d'alléger la présentation des résultats, seulement les courbes provenant des données d'un participant unique (participant #5) et qui sont représentatives des autres participants seront ici présentées. Toutefois, l'ensemble des différentes courbes d'accélération se retrouve à l'annexe B.



### 4.3.1 Modèle Cooper

Selon les essais de propulsion linéaire en FRM, le modèle de Cooper permet d'estimer l'accélération linéaire du FRM en ayant une RMSE moyenne de  $1,7702 \pm 0,5280$ . La figure 4-1 permet d'observer l'estimation de la vitesse et de l'accélération.

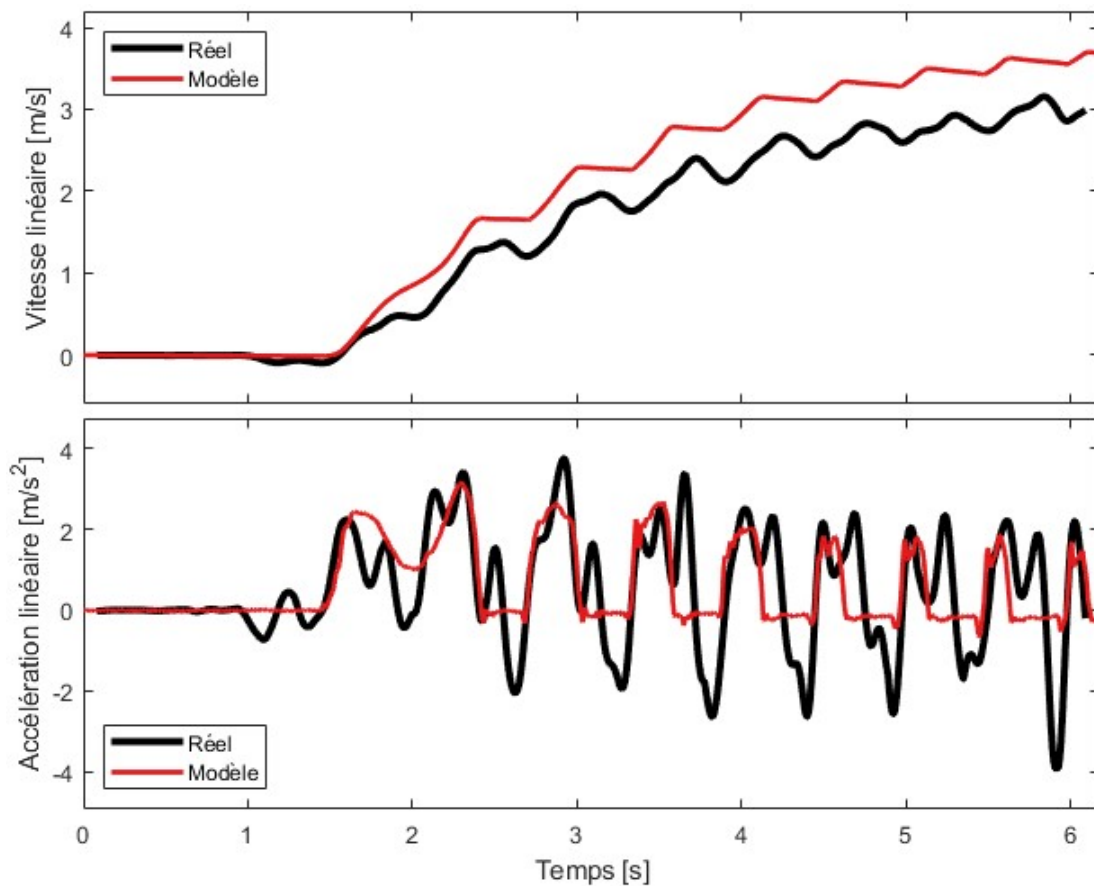


Figure 4.1 Comparaison de la vitesse et de l'accélération prédite par le modèle Cooper par rapport à la réalité

### 4.3.2 Modèle Hofstad

Le modèle d'Hofstad se décompose en 8 différentes itérations, où la deuxième itération comporte l'erreur moyenne quadratique la plus basse ( $RMSE = 1,8101 \pm 0,5381$ ). À l'inverse, certaines itérations ont une estimation très loin de la réalité, telle que la huitième itération ( $RMSE = 2,1246 \pm 0,5595$ ). C'est donc la deuxième itération, considérant la résistance au roulement définie par Cooper, la résistance à l'air définie par Hofstad et l'inertie des roues avant et arrière, qui sera l'itération retenue pour les analyses comparatives du nouveau modèle à celui d'Hofstad.

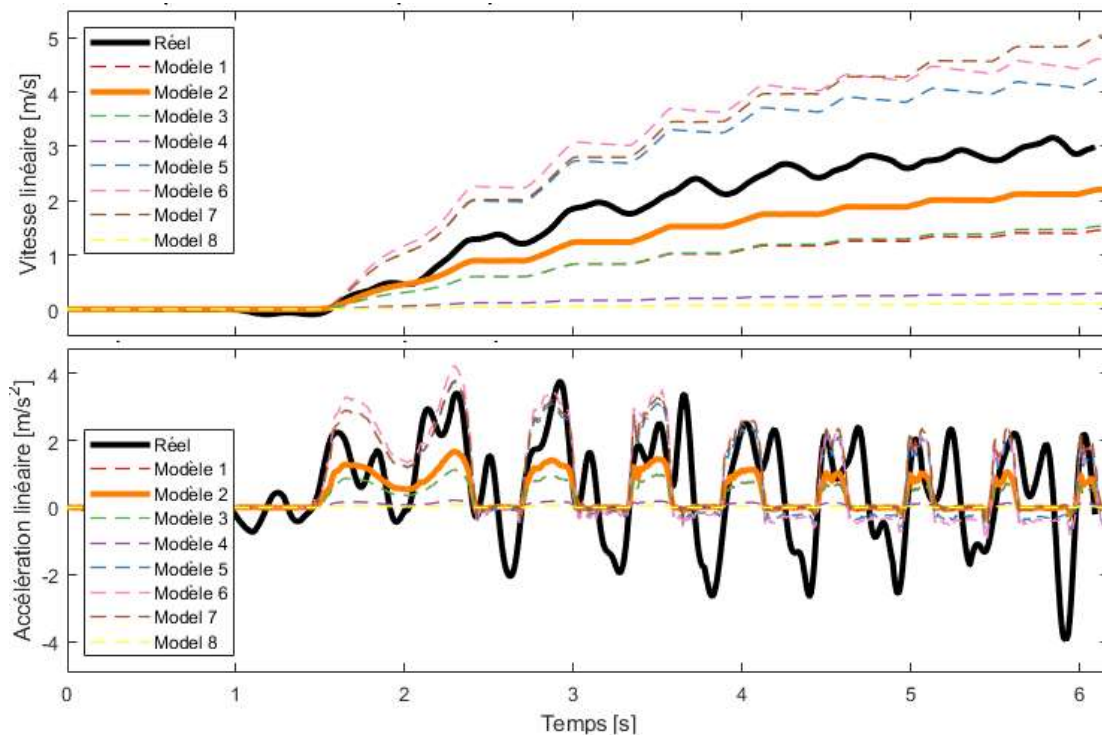


Figure 4.2 Comparaison des vitesses prédites par les modèles d'Hofstad et la vitesse réelle du FRM

### 4.3.3 Modèle ChénierWSC

Pour sa part, le modèle ChénierWSC a permis d'estimer l'accélération linéaire du FRM en ayant une RMSE moyenne de  $1,7549 \pm 0,5288$ , tel qu'observé à la figure 4-3.

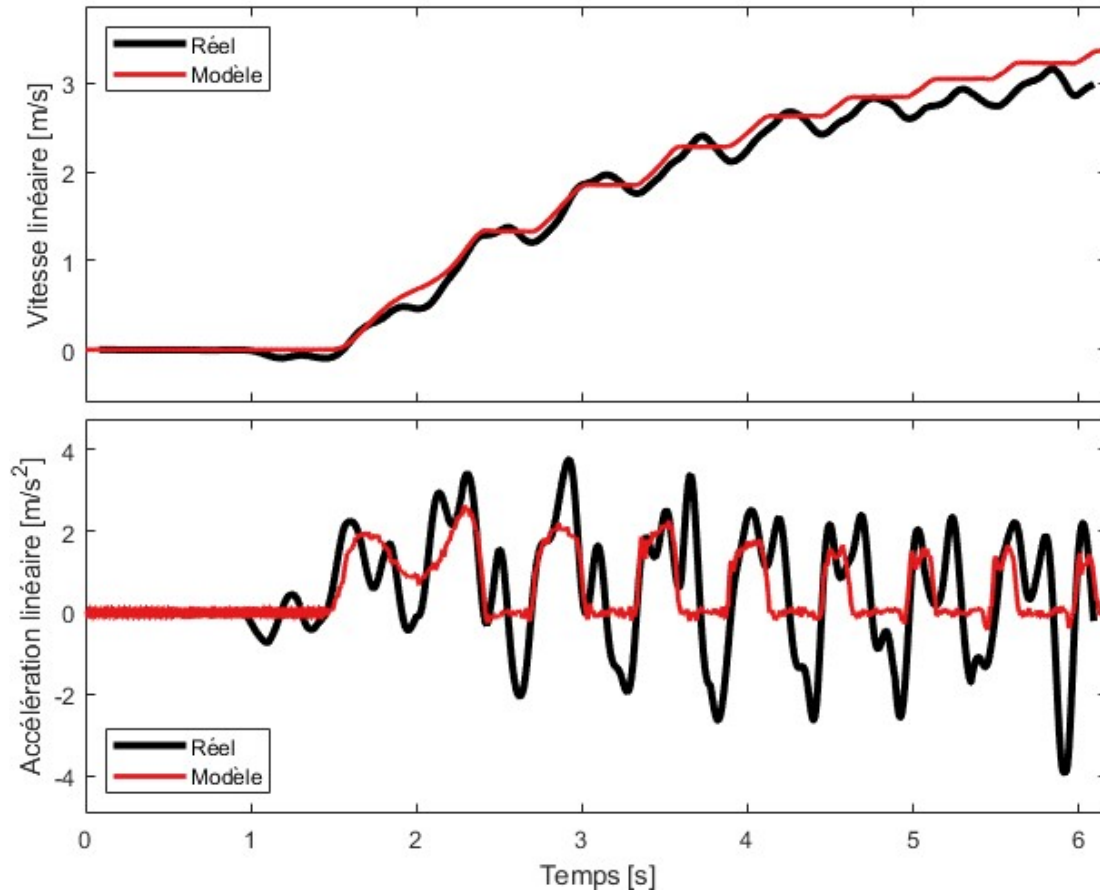


Figure 4.3 Comparaison de la vitesse et de l'accélération prédites par le modèle ChénierWSC par rapport à la réalité

#### 4.3.4 Modèle ChénierUA

Le modèle ChénierUA regroupe cinq différentes modélisations de la propulsion en FRM, où on retrouve les itérations *roller* (RL), *upper body* (UB), *trunk* (TR), *upper arm* (UA) et *forearm* (FA). Le modèle porte le nom de l'itération *upper arm* (UA) puisque cette itération possède la RMSE moyenne la plus faible entre l'ensemble des participants ( $RMSE = 1,3356 \pm 0,4808$ ), la section 4.3.6 présentera d'ailleurs l'ensemble des valeurs de RMSE.

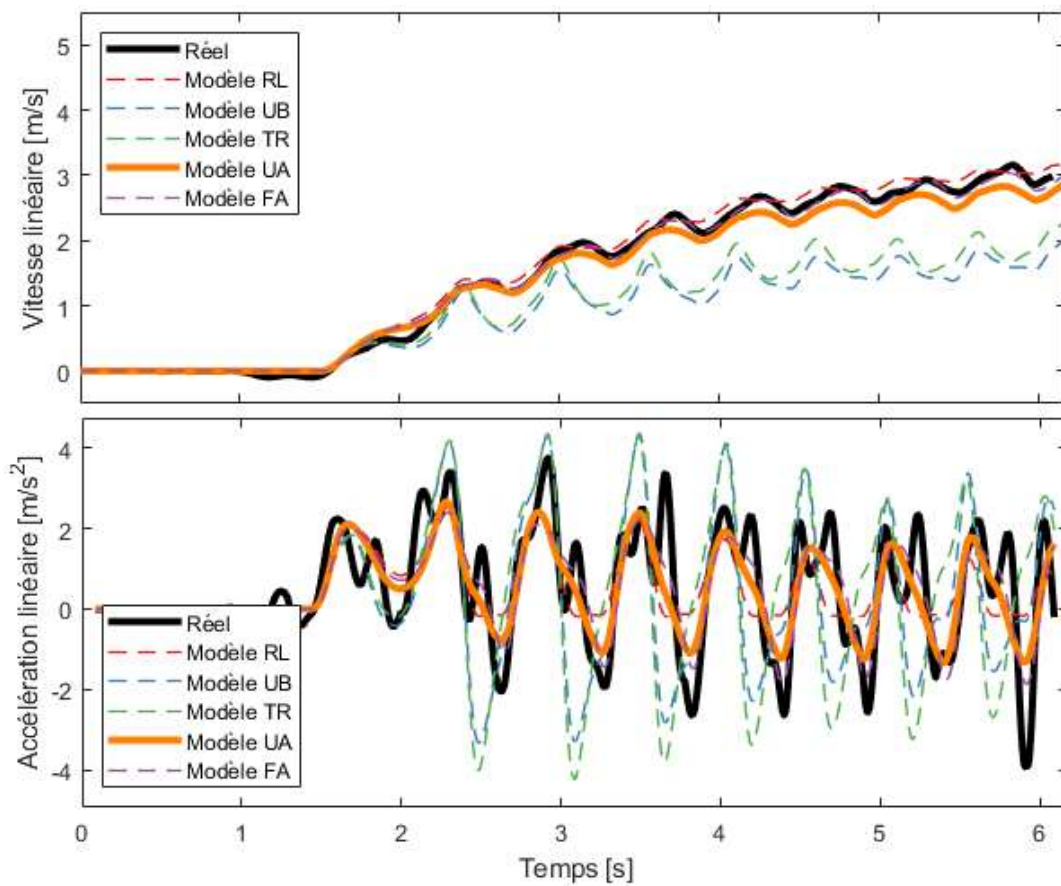


Figure 4.4 Comparaison des vitesses et accélérations prédites par les modèles ChénierUA par rapport à la réalité

#### 4.3.5 Nouveau modèle

Finalement, la figure 4-5 montre que le nouveau modèle permet d'estimer l'accélération linéaire du FRM avec une RMSE moyenne de  $1,2465 \pm 0,4237$ .

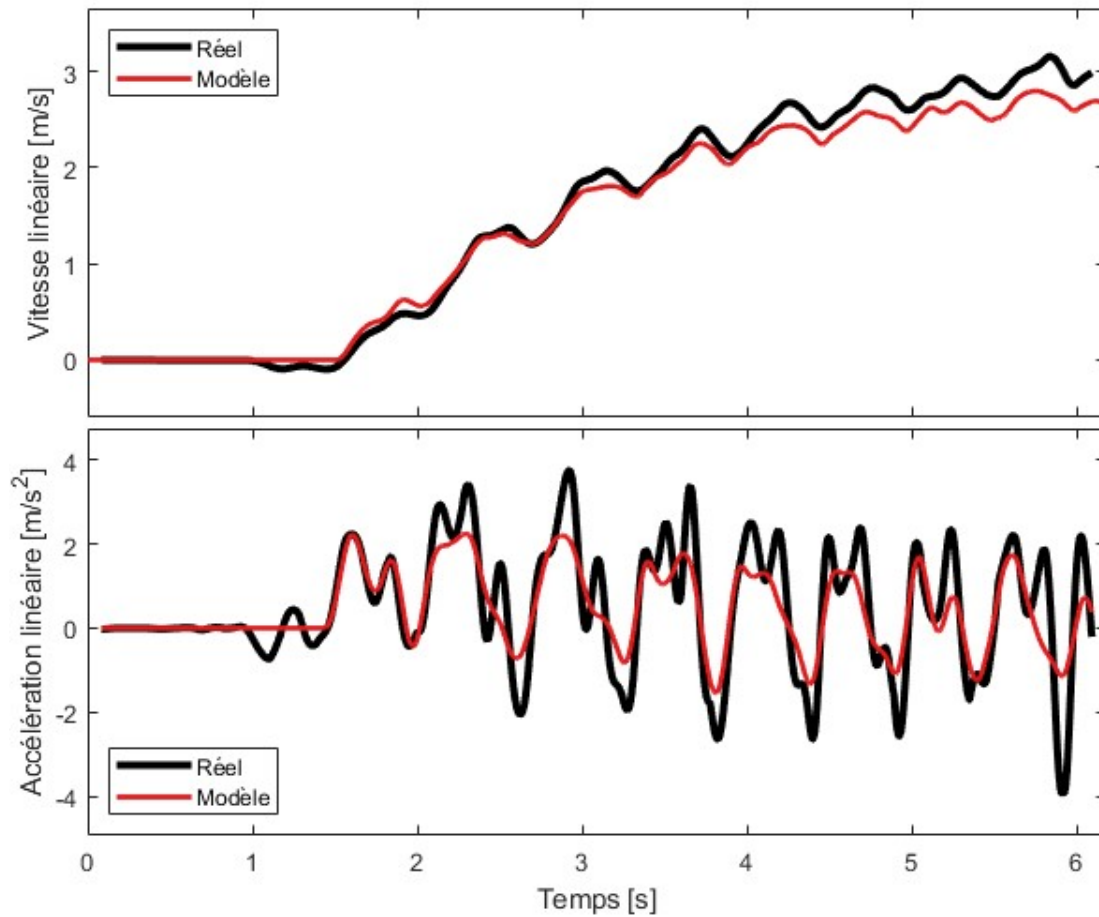


Figure 4.5 Comparaison de la vitesse et de l'accélération prédites par le nouveau modèle par rapport à la réalité

#### 4.3.6 Recensement des erreurs quadratique moyennes

La section 4.3.6 résume l'ensemble des RMSE pour tous les participants et toutes les itérations des modèles après avoir estimé l'accélération linéaire selon la tâche de propulsion réalisée. Ainsi, une valeur moyenne de RMSE pour chaque modèle a été calculée grâce aux données de chaque participant. Ces valeurs se retrouvent à la figure 4-6, où on observe que le nouveau modèle (Marquis) possède la plus petite erreur quadratique moyenne (RMSE =  $1,2465 \pm 0,4237$ ), suivi du modèle ChénierUA (RMSE =  $1,3356 \pm 0,4808$ ). À l'inverse, le modèle possédant la RMSE la plus élevée est celui de ChénierUA-TR (RMSE =  $2,5372 \pm 0,5907$ ).

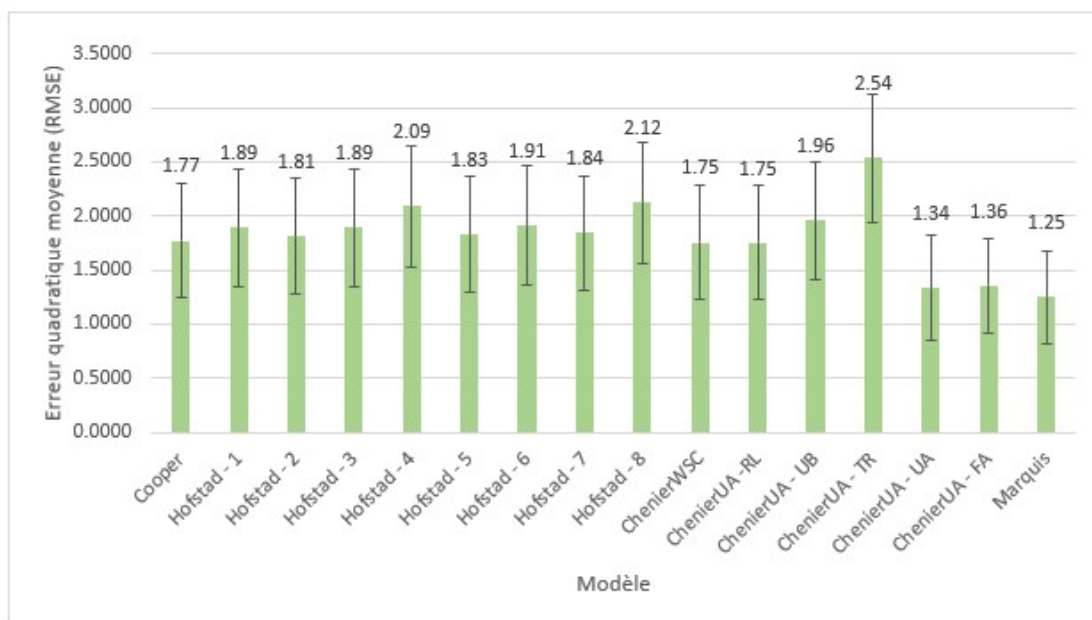


Figure 4.6 Erreur quadratique moyenne (RMSE) de l'accélération selon le modèle

Pour simplifier la validation du nouveau modèle et l'analyse statistique, seulement l'itération la plus précise est conservée dans le cas des modèles à itérations multiples, soit la deuxième itération du modèle d'Hofstad et l'itération *upper arm* (UA) du modèle de ChénierUA.

#### 4.3.6.1 Résultats de l'analyse statistique

Une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées a été effectuée afin d'évaluer l'hypothèse nulle selon laquelle il n'y a pas de changement dans l'erreur quadratique moyenne des participants ( $N = 7$ ) lorsque l'accélération du système fauteuil-utilisateur était estimée par les différents modèles (Cooper, Hofstad, ChénierWSC, ChénierUA et Marquis) après une tâche de propulsion linéaire en FRM selon un seuil de signifiante de  $p < 0,05$ . Les résultats de l'ANOVA ont indiqué un effet significatif du choix du modèle, Lambda de Wilks = 0,028,  $F(4-24) = 25,660$ ,  $\eta^2=0,972$ . Ainsi, il existe des preuves significatives pour rejeter l'hypothèse nulle.

Par la suite, des tests post-hoc ont été effectués, où on peut observer au tableau 4-3 la différence entre les modèles retenus, ainsi que leur valeur-p. Ces comparaisons ont permis d'observer que chaque comparaison par paire avec le modèle Marquis était significative ( $p < \alpha$ ).

Tableau 4.3 Différence et valeur-p entre les différents modèles retenus

		Cooper	Hofstad	ChénierWSC	ChénierUA	Marquis
	RMSE [m/s <sup>2</sup> ]	1,7702	1,8101	1,7549	1,3356	1,2465
Différence avec Cooper	Différence [m/s <sup>2</sup> ]		0,040	-0,015	-0,435*	-0,524*
	$\alpha^b$		-	-	0,013	0,013
	p		0,295	0,359	0,000	0,000
Différence avec Hofstad	Différence [m/s <sup>2</sup> ]	-0,040		-0,055	-0,475*	-0,564*
	$\alpha^b$	-		0,025	0,017	0,025
	p	0,295		0,032	0,001	0,001
Différence avec ChénierWSC	Différence [m/s <sup>2</sup> ]	0,015	0,055		-0,419*	-0,508*
	$\alpha^b$	0,025	0,025		0,025	0,017
	p	0,359	0,032		0,001	0,000
Différence avec ChénierUA	Différence [m/s <sup>2</sup> ]	0,435*	0,475*	0,419*		-0,089*
	$\alpha^b$	0,017	0,017	0,017		0,05
	p	0,000	0,001	0,001		0,023
Différence avec Marquis	Différence [m/s <sup>2</sup> ]	0,524*	0,564*	0,508*	0,089*	
	$\alpha^b$	0,013	0,013	0,013	0,05	
	p	0,000	0,001	0,000	0,023	

\*. La différence moyenne est significative à partir de  $p < \alpha^b$

b. Ajustements de Holm-Bonferroni pour comparaisons multiples

L'ensemble de ces tests post-hoc de comparaison par paires ont été effectués par l'entremise du logiciel statistique SPSS, où l'ajustement de Holm-Bonferroni a toutefois été effectué manuellement pour chaque comparaison à l'aide du test suivant:

$$p_k < \frac{\alpha}{m+1-k} \quad (4-1)$$

Dans l'équation (4-1),  $p$  représente la valeur  $p$  calculée de la comparaison,  $k$  la première valeur  $p$  qui n'est pas suffisamment faible pour rejeter l'hypothèse nulle,  $\alpha$  le seuil de significativité établi à 0,05 et  $m$  le nombre total de valeurs  $p$  analysées. L'ajustement de Bonferroni est efficace contre les erreurs de type I, où une valeur  $p$  semblerait significative si ce n'est pas le cas, toutefois il introduit un risque d'obtenir des erreurs de type II, c'est-à-dire d'accepter de fausses hypothèses nulles. Néanmoins, l'ajustement de Holm-Bonferroni permet aussi de contrôler les erreurs de type I, mais avec un risque moins élevé d'erreurs de type II par la minimisation graduelle de l'ajustement sur la valeur  $p$  calculée. Par cette méthode, le test de l'hypothèse nulle s'arrête dès qu'une valeur  $p$  n'est pas inférieure au seuil de significativité ajusté. La figure 4-7 permet de visualiser les valeurs RMSE des modèles retenus, ainsi que les différentes comparaisons significatives entre les modèles.



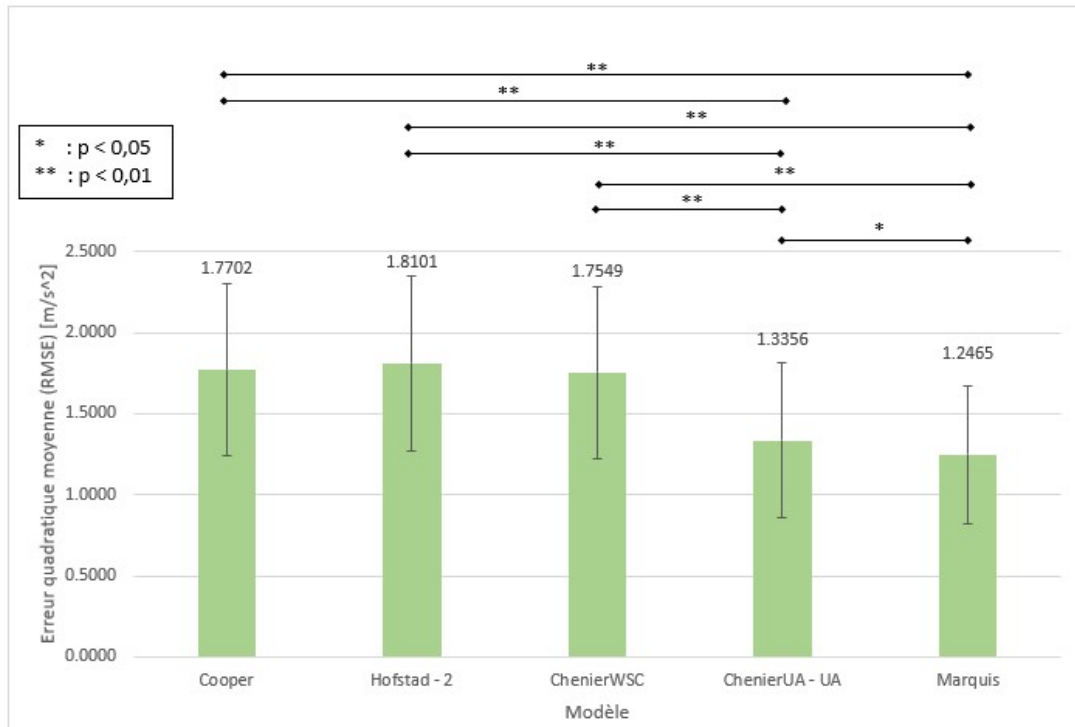


Figure 4.7 Valeur des RMSE des modèles retenus et visualisation des comparaisons significatives

Finalement, la significativité statistique permet simplement de savoir s'il y a une différence ou non entre des groupes (Coe, 2002), tandis que la détermination de la taille d'effet permet aussi de connaître l'amplitude de la différence entre ceux-ci (Sullivan et Feinn, 2012). En ce sens, la taille d'effet a donc été mesurée entre le nouveau modèle et chacun des modèles retenus lorsqu'une comparaison par paire était significative selon l'équation de Morris et DeShon (2002) :

$$d = \frac{RMS_{\text{modèle antécédent}} - RMSE_{\text{Marquis}}}{s.d._{\text{Marquis}}\sqrt{2(1-r)}} \quad (4-2)$$

L'équation (4-2) permet alors de trouver la taille d'effet ( $d$ ) entre un modèle antécédent (Cooper, Hofstad, ChénierWSC ou ChénierUA), où  $RMSE_{\text{modèle antécédent}}$  correspond à la RMSE moyenne retrouvée pour ce modèle antécédent,  $RMSE_{\text{Marquis}}$

signifie la RMSE moyenne du modèle Marquis,  $s.d._{Marquis}$  l'écart-type du modèle Marquis et  $r$  désigne le coefficient de corrélation de Pearson. Les coefficients de Pearson pour chaque comparaison par paire ont été retrouvés en utilisant le logiciel SPSS et la taille d'effet a été manuellement calculée. Les tailles d'effet se retrouvent dans le tableau 4-4 et seront analysées selon le barème suivant (Cohen, 1988) : faible ( $d < 0,02$ ), moyenne ( $0,2 \leq d < 0,5$ ) et élevée ( $d \geq 0,5$ ).

Tableau 4.4 Taille d'effet du modèle Marquis par rapport aux modèles retenus

	Cooper	Hofstad	ChénierWSC	ChénierUA
Taille d'effet (d) lorsque comparé au modèle Marquis	-4,098	-3,292	-3,513	-1,948

Selon les valeurs des coefficients de Cohen retrouvés dans le tableau 4-4, la taille d'effet du modèle Marquis par rapport à tous les modèles retenus est élevée ( $d \geq 0,5$ ).

## CHAPITRE V

### DISCUSSION

Le chapitre 5 permet de faire un retour sur les résultats présentés dans le chapitre 4 et, par analyse et discussion de ceux-ci, évaluer s'ils ont permis d'atteindre les objectifs établis dans le cadre de cette étude.

Le premier objectif consistait à définir la propulsion en FRM selon un nouveau modèle. Cet objectif a été atteint précédemment par le développement du nouveau modèle à la section 3.1, néanmoins sa validation sera discutée ci-dessous.

Le deuxième objectif était de préciser la distribution de la masse sur les roues et les coefficients de résistance au roulement lors de la propulsion en FRM. Cet objectif a aussi été vérifié grâce aux résultats de la méthode de détermination de la distribution de masse. La pertinence de cette méthode pour l'amélioration de la modélisation sera précisée à la section 5.1. Aussi, la caractérisation des coefficients de résistance au roulement effectuée sera abordée dans la section 5.2.

Le dernier objectif consistait à valider le réalisme du nouveau modèle par rapport aux modèles antécédents. La section 5.3 traitera davantage de la discussion sur les résultats de la section 4.3 et précisera pourquoi cet objectif a aussi été réussi en faisant un retour sur les performances du nouveau modèle face aux modèles antérieurs. Pour terminer, la section 5.4 énoncera les limites liées à l'étude et la section 5.5 sera composée de recommandations à la suite de ce travail de maîtrise.

### 5.1 Mesure des masses des segments $m_i$ et de leurs positions $x_i$

La nouvelle méthode proposée, basée sur les définitions de Dumas (2007) et d'enregistrements de captures du mouvement, a permis d'obtenir des résultats similaires pour déterminer la distribution de masse sur les roues avant du système fauteuil-utilisateur par rapport à une méthode d'enregistrement des forces normales sous chaque roue par plateformes de force. Les résultats suggèrent que la méthode employée ne permet pas d'observer des différences notables sur l'estimation de la position du centre de masse du participant.

En caractérisant le corps humain selon les définitions de la nouvelle méthode, on a pu reconstruire le centre articulaire de chacun des segments plutôt qu'uniquement trouver la position de points anatomiques et supposer qu'ils représentent les extrémités des segments. Avec les essais de probing et les positions des marqueurs réfléchissants utilisées, la nouvelle méthode permet que l'origine et les axes des segments soient directement retrouvés selon les définitions de Dumas (2007) et les recommandations de l'ISB (Wu *et al.*, 2002, 2005) et ce, lors de l'utilisation d'un FRM. Aussi, le participant n'a pas besoin de se lever de son FRM, ni de tenter de se tenir debout, ce qui était autrefois nécessaire par les méthodes précédentes, telles que la méthode de Pillet (2010).

La nouvelle méthode devrait être testée et validée auprès d'une population subissant le handicap afin de vérifier si les valeurs des facteurs d'échelle utilisés pour retrouver le centre de masse de chaque segment selon leur longueur pourraient introduire une source d'erreur. Ces valeurs, basées sur les travaux de McConville *et al.* (1980) et Young *et al.* (1983), sont adaptées pour une population saine, d'origine caucasienne et d'âge moyen de 30 ans, ce qui ne représente pas la population des utilisateurs de FRM en situation de handicap (e.g. dystrophie musculaire, amputation, obésité, paralysie). Autrement, des tables anthropométriques personnalisées à chaque utilisateur pourraient

être développées, mais cela augmenterait grandement la complexité de la détermination du centre de masse.

En conclusion, les résultats permettent d'affirmer que la méthode de détermination de la distribution de masse par l'utilisation de capture du mouvement permet de retrouver adéquatement la position du centre de masse de l'utilisateur d'un FRM en position assise. De plus, son utilisation a l'avantage d'exprimer les centres articulaires de manière conventionnelle afin de calculer le centre de masse tout au long d'un essai. Cette méthode pourrait donc être proposée dans le futur afin de faciliter la caractérisation de paramètres inertiels de segments du corps pour les utilisateurs de FRM.

## 5.2 Caractérisation des coefficients de résistance au roulement $\mu_f, \mu_r$

En enregistrant la position angulaire des roues du FRM pendant des essais de décélération et en calculant la distribution de masse du système fauteuil-utilisateur, il a été possible de retrouver la force de résistance au roulement pendant l'essai et, conséquemment, les coefficients de résistance au roulement des roues avant et arrière du FRM. Lorsque l'on compare la force de résistance au roulement moyenne retrouvée ( $15,69 \pm 1,98$  N) à celle des travaux de Chénier (2012) de  $14,11 \pm 2,37$  N, on retrouve une erreur relative de 11,20%. De plus, Chénier (2012) avait trouvé un coefficient de résistance au roulement de 0,014, tandis que Crichlow (2011), de 0,02. Dans ces deux études, les roues avant et arrière n'avaient pas leur propre coefficient de résistance au roulement selon la distribution de la masse, car un coefficient global était uniquement utilisé. Afin de comparer nos résultats avec ceux de la littérature dans cette section, les coefficients de résistance au roulement des roues avant et arrière ont été additionnés afin d'estimer un coefficient global. On retrouve donc une valeur de coefficient global de  $0,0227 \pm 0,0026$ , représentant une erreur relative de 30% par rapport au coefficient de Chénier (2012) et de 13,5% selon le coefficient de Crichlow (2011).

Même si les erreurs relatives des coefficients et de la force de résistance au roulement peuvent sembler importantes, les contextes dans lesquelles les études ont été réalisées diffèrent grandement, par exemple au niveau du type de sol, du type de roue, de la pression des roues ou bien de l'angle de cambrure des roues. En effet, certaines études ont démontré que l'angle de cambrure des roues a un impact important sur la force de résistance au roulement en étant proportionnel à l'augmentation de cet angle (Faupin *et al.*, 2002, 2004 ; Weege, 1985). Selon Faupin (2004), l'augmentation de la force de résistance proviendrait peut-être d'une augmentation de la surface au sol des roues lorsque le carrossage augmente. De plus, tel qu'expliqué plus précisément à la section 1.1.2, les roues instrumentées (SmartWheel<sup>TM</sup>) sont plus lourdes qu'une roue de FRM

conventionnelle (4,08kg comparativement à 586g), elles offrent donc davantage de résistance au roulement par rapport à une roue standard.

Finalement, le FRM utilisé lors de la pratique du BFR tente de maximiser l'équilibre entre la distribution avant et arrière de la masse pour augmenter la qualité de la manipulation du FRM (Veeger *et al.*, 2019). Conséquemment, le fauteuil avait des paramètres géométriques et des composantes différentes que le FRM utilisé dans les études de Chénier (2012) et Crichlow (2011), il n'est donc pas surprenant de retrouver des différences entre les résultats de ce projet et ceux de la littérature.

### 5.3 Validation du nouveau modèle

La modélisation de la propulsion linéaire en FRM a été effectuée grâce au nouveau modèle, ainsi que par quatre modèles retenus pour la comparaison de leur précision. Après avoir présenté la courbe de l'accélération en fonction du temps pour chaque modèle (figure 4-1 à 4-5), des différences significatives entre les modèles ont été observées.

Premièrement, les modèles ne considérant pas l'effet du mouvement des membres de l'utilisateur (modèles Cooper, Hofstad et ChénierWSC) semblent tous avoir de la difficulté à modéliser l'accélération lorsque celle-ci devrait être négative. En effet, l'ensemble des forces résistives incluses par ces modèles, soit la force de résistance au roulement, de friction des roulements à billes et/ou de la résistance à l'air, sont fonction de la vitesse du FRM. Lorsque les forces de propulsion sur les roues deviennent nulles, les résistances deviennent constantes et leur effet devient très faible. On observe notamment, pendant la phase de recouvrement des cycles de propulsion, une variation d'accélération malgré l'absence de force de poussée que les modèles de Cooper, Hostad et ChénierWSC ne modélisent pas. Pour les modèles plus récents qui considèrent le mouvement des membres de l'utilisateur (ChénierUA et Marquis), on remarque un pic d'accélération suivi d'un pic de décélération à ce moment de la poussée, similaire au comportement retrouvé pour l'accélération réelle. La modélisation plus réaliste lors des phases de recouvrement minimise alors les erreurs entre l'estimation du comportement du FRM et son comportement réel pendant cette partie du cycle de propulsion. Cette observation démontre à quel point le mouvement du haut du corps est important et qu'il doit être modélisé, ce que les premiers modèles de la propulsion en FRM ne font pas.

Deuxièmement, l'ensemble des modèles semblent avoir de la difficulté à modéliser entièrement les pics d'accélération lors de la propulsion. Plus précisément, pour chacun des modèles, la courbe d'accélération réelle possède toujours des valeurs maximales



locales d'accélération supérieure à la courbe d'accélération estimée par le modèle. Une des explications potentielles de ce comportement serait la manière dont le haut du corps est modélisé. Il est probable que les tables anthropométriques sous-estiment la concentration de masse dans les membres supérieurs (Bragança *et al.*, 2018), car les athlètes de BFR développent généralement beaucoup de masse musculaire dans ces segments du corps (Flueck, 2020). À l'inverse, ces athlètes perdent généralement de la masse musculaire dans les membres inférieurs, ce qui n'est pas non plus considéré par les tables anthropométriques. Conséquemment, l'effet dynamique du haut du corps est possiblement sous-estimé par les modèles. D'autres études (Crichlow, 2011 ; Pacejka, 2006) ont aussi mentionné que la modélisation du pneu pourrait être davantage améliorée afin de tenir compte de la variation de la résistance au roulement à très basses vitesses, ce qui pourrait minimiser la différence entre la force de résistance au roulement réelle et déterminée.

Finalement, la RMSE retrouvée pour le nouveau modèle permet de conclure que le modèle Marquis est le plus précis pour estimer l'accélération linéaire de la propulsion en FRM face aux autres modèles reconstruits. La différence significative entre sa faible RMSE et celles des autres modèles s'explique en partie par la considération de la cinématique du participant, ce qui a introduit la force inertielle à la définition du nouveau modèle. Dans le passé, uniquement le modèle ChénierUA (2016) a aussi considéré la cinématique, mais de manière simplifiée. De plus, la variation de la force de roulement et de la distribution de masse dans le nouveau modèle permet d'améliorer davantage la modélisation, puisque les anciens modèles simplifiaient la réalité en supposant ces paramètres comme étant constants tout au long de la tâche réalisée.

#### 5.4 Limites de l'étude

Les limitations du nouveau modèle dynamique peuvent principalement se retrouver dans la démographie des participants, les forces externes considérées par le modèle ou la caractérisation des différents paramètres.

En premier lieu, la validation du nouveau modèle s'est effectuée à l'aide des données enregistrées de seulement sept participants possédants des pathologies diverses. En conséquence, la variabilité des résultats a pu être influencée par le faible nombre de participants et les différents niveaux d'incapacité de chacun.

En second lieu, le nouveau modèle néglige certaines forces externes, telles que la résistance à l'air et la résistance de friction des roulements à billes. Bien que la littérature a démontré qu'une faible influence de ces forces est observée lors de la propulsion en FRM (Bascou *et al.*, 2017 ; Hofstad, 1994), la modélisation pourrait tout de même être améliorée par la présence de celles-ci au modèle. De plus, le modèle n'estime pas l'accélération angulaire du FRM, ce qui ne permet pas d'obtenir la trajectoire de ce dernier lors de propulsion asymétrique. Cette information additionnelle ne permettrait pas directement de retrouver des résultats plus réalistes sur l'accélération linéaire, mais pourrait tout de même être très intéressante à l'étude de la propulsion en FRM, tel que Chénier (2015) l'avait déjà étudié avec son modèle curvilinéaire.

En dernier lieu, bien que la nouvelle méthode de détermination de la résistance au roulement ait précisé les paramètres de la distribution de masse sur les roues du FRM, certaines simplifications existent encore dans la caractérisation des paramètres du modèle. À titre d'exemple, la position des centres de masses des différents corps rigides a été estimée par l'utilisation de tables anthropométriques standards, ce qui peut ne pas convenir à la population en présence de handicaps, tel qu'expliqué à la section 5.1.

## 5.5 Recommandations

Un grand travail de modélisation a été réalisé lors de ce projet de maîtrise, cependant certaines recommandations pourraient permettre d'améliorer davantage l'étude de la propulsion en FRM et sa modélisation. Ces recommandations sont proposées dans le but de principalement corriger ou minimiser les limites de l'étude et ainsi pouvoir progresser davantage au niveau du réalisme de la modélisation.

Au sujet de la validation de la méthode pour déterminer la distribution de masse, des tests avec un plus grand nombre de participants pourraient être réalisés. Ces tests permettraient de retrouver plus de résultats, permettant ainsi de donner davantage de puissance statistique à l'étude. De plus, il serait possible de recruter des participants possédant une plus grande diversification de pathologies afin de valider si le modèle est effectivement applicable à l'ensemble de la population subissant le handicap, puisque celui-ci n'a pas été développé précisément pour une pathologie précise. Un projet d'étude est déjà en cours à l'Université du Québec à Montréal (UQAM), ayant comme but de valider la méthode présentée à la section 3.2.1 sur un échantillon plus représentatif de la population visée plutôt qu'une seule personne saine.

Deuxièmement, la caractérisation des paramètres de distribution de masse pourrait être précisée davantage en utilisant un modèle des segments du corps géométrique, plutôt que proportionnel. On parle de modèle proportionnel lorsque des tables anthropométriques sont utilisées pour déterminer la distance du centre de masse de chaque segment, tandis qu'un modèle géométrique retrouve la position du centre de masse en définissant chaque segment comme étant une forme géométrique unique. Cette méthode permettrait alors de considérer l'ensemble des différences physiques de la population utilisant un FRM, puisque l'estimation du centre de masse provient exclusivement des données de l'utilisateur lui-même et non des généralisations sur des participants sains. Quelques études ont déjà proposé des modèles géométriques en

utilisant des photos dans le plan frontal et sagittal (Kollia *et al.*, 2012 ; Pillet *et al.*, 2010), toutefois leurs méthodes permettent difficilement la mise en pratique avec des participants immobiles dans leur FRM et la prise de mesures peut se retrouver plus complexe à effectuer qu'avec un modèle proportionnel. L'adaptation de ces modèles géométriques à une utilisation simple, efficace et réalisable avec des utilisateurs de FRM pourrait alors augmenter la précision des paramètres de distribution de masse.

Enfin, il serait aussi possible d'apporter des ajustements aux tables anthropométriques afin de considérer l'effet de l'augmentation de masse dans les membres supérieurs et de la diminution dans les membres inférieurs pour les utilisateurs de FRM. Ces ajustements pourraient être sous forme de facteurs de correction basés sur des études ayant déjà tenté de mesurer cette différence de masse (Laschowski et McPhee, 2016 ; Yang *et al.*, 2011). Ces corrections pourraient potentiellement préciser la valeur de la force inertielle des segments du participant et ainsi améliorer la modélisation cinématique du participant.

## CONCLUSION

Le but premier de ce projet de maîtrise était de développer un modèle dynamique du FRM et de son utilisateur afin d'améliorer le réalisme de la propulsion sur simulateur. Pour y arriver, trois objectifs ont été établis, soit de 1) développer un modèle dynamique de l'utilisateur et de son FRM qui représente le comportement du système fauteuil-utilisateur lors de la propulsion linéaire, 2) personnaliser les paramètres nécessaires au modèle pour la simulation de la propulsion en FRM et 3) valider le nouveau modèle en comparant son réalisme par rapport aux modèles existants, à l'aide de mesures de propulsion sur le terrain.

Le développement du nouveau modèle s'est premièrement effectué en recensant les modèles déjà existants dans la littérature, permettant alors de comparer les différentes caractéristiques de la modélisation de la propulsion en FRM et d'établir les éléments pertinents au développement du nouveau modèle. Cette étape a permis de retrouver 11 modèles, où chacune des variables d'entrée, des paramètres et des variables de sortie de ceux-ci ont été recensés. Le premier objectif a ensuite été complété en définissant la propulsion en FRM selon un nouveau modèle qui considère la dynamique du système-utilisateur pour propulser le fauteuil, ainsi que la contribution de forces résistives telles que la force de résistance au roulement et l'effet du mouvement des membres de l'utilisateur.

Le second objectif a été atteint en précisant les paramètres de distribution de la masse sur les roues et les coefficients de résistance au roulement lors de la propulsion en FRM. En effectuant des collectes de données avec des équipements modernes, notamment les roues instrumentées SmartWheel<sup>TM</sup> et le système de capture du mouvement

Optitrack™, des enregistrements de données cinétiques et cinématiques ont pu être retrouvés. Grâce à ces données et à une nouvelle méthode de détermination de la distribution de masse, des valeurs de coefficients de résistance au roulement personnalisées selon l'environnement et le participant ont donc été définies. Finalement, cette caractérisation a permis d'obtenir la grandeur instantanée en fonction du temps de la force de résistance au roulement lors d'une tâche de propulsion en FRM. En conséquence, la force de résistance au roulement peut maintenant être déterminée en temps réel et utilisée directement par le nouveau modèle pour simuler de manière réaliste la contribution de cette force résistive.

Le dernier objectif a aussi été atteint grâce à la validation du réalisme du nouveau modèle par rapport aux modèles antécédents. Les résultats ont démontré que le nouveau modèle estime plus précisément l'accélération linéaire du système fauteuil-utilisateur que n'importe quel modèle retenu dans la littérature en se basant sur l'erreur quadratique moyenne entre les résultats empiriques et les estimations du modèle. Aussi, l'analyse statistique a révélé que cette différence est majoritairement significative et importante par rapport aux résultats de la plupart des modèles déjà existants.

Le nouveau modèle dynamique permet donc de mieux estimer le comportement du système fauteuil-utilisateur lors de la propulsion en FRM, principalement en améliorant la caractérisation de la force de résistance au roulement selon l'effet du mouvement des membres de l'utilisateur. L'implémentation de ce modèle à un simulateur de FRM pourrait permettre d'étudier davantage la propulsion en FRM et, à long terme, d'offrir des conseils judicieux aux utilisateurs de FRM et aux professionnels de la santé. Conséquemment, il serait possible de minimiser les risques de développement de TMS lors de l'utilisation répétée du FRM, de favoriser un mode de vie actif par la pratique de sports adaptés et d'augmenter les performances d'athlètes de ces sports de manière ergonomique et personnalisé.

## ANNEXE A

### FEUILLE DE COLLECTE DU PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL POUR LA DÉTERMINATION DE LA DISTRIBUTION DE MASSE



### FEUILLE DE COLLECTE – FC\_DM20H

Validation d'une méthode cinématique déterminant la distribution de masse en  
fauteuil roulant par capture du mouvement

#### 1. HISTORIQUE ET INFORMATIONS DU DOCUMENT

Version	Date	Modification (s)
1.0	15 janvier 2020	Version originale
1.1	26 février 2020	Ajout de marqueurs

## 2. DATE ET PARTICIPANT

Aujourd'hui, nous sommes le (aaaa / mm / jj)	
Numéro de participant	

## 3. RESPONSABILITÉS

<b>Tâche</b>	<b>Nom en lettres moulées</b>
Responsable de la feuille de collecte	
Responsable des balances	
Responsable de la caméra (GoPro)	
Responsable des caméras optoélectriques	
Responsable des marqueurs réfléchissants	
Enregistrement de la feuille de collecte  <b>Signature</b> _____	
Vérification de la feuille de collecte  <b>Signature</b> _____	



## Avant la journée des collectes

---

### 4. CONSIGNES AUX ATHLÈTES

Rappels à l'athlète	✓
Apporter son fauteuil roulant de basketball (FRB), celui qu'il utilise présentement	
Se vêtir avec des vêtements favorisant les relevés anthropométriques et l'installation de marqueurs (camisole ou chandail de style compression de couleur foncé ou noir de préférence)	
Rappeler de NE PAS mettre de crème le jour de l'acquisition	

### 5. VÉRIFIER LA DISPONIBILITÉ DU MATÉRIEL

Matériel	✓
GoPro chargée et vidée des anciens vidéos	
Fil d'alimentation GoPro	
Système de fixation pour la GoPro	
Caméra optoélectrique Optitrack Prime 13 (10x)	
Câble pour les caméras optoélectriques (10x)	
Trépied pour les caméras optoélectriques (10x)	
Clé USB pour l'utilisation du logiciel Motive	
Clé USB pour le transfert des fichiers	
Ordinateur et accessoires (moniteur, clavier, souris, ...)	
Switch 24 ports	
Baguette de calibration	
Équerre de calibration	
Probe	

Marqueurs réfléchissants et collant double-face (30x)	
Balance électronique (4x)	
Ruban à mesurer	
Anthropomètre	

## Le jour même (avant les collectes)

---

### 6. PRÉSENCE

Nom	Poste / Titre	✓
Félix Chénier	Professeur / chercheur responsable UQAM	
Étienne Marquis	Étudiant à la maîtrise en kinanthropologie	
Ilona Alberca	Étudiante-stagiaire à la maîtrise en STAPS	
	Autre	

### 7. INSTALLATION ET CONFIGURATION DU MATÉRIEL

Tâches	✓
Installer l'ordinateur, ses accessoires et la <i>switch</i> pour les caméras optoélectriques	
Installer les caméras optoélectriques	
Installer la caméra GoPro	
Calibrer les caméras optoélectriques	
Placer les balances pour permettre d'être en dessous des roues anti-bascules du FRM	

## Le jour même (avec l'athlète)

---

### 8. Accueil et formulaires

Tâches	✓
Expliquer le déroulement au participant	
Compléter et signer le formulaire de données personnels	
Compléter et signer le formulaire de consentement	
Préparation de l'athlète : s'assurer du port de vêtements adéquats	

### 9. MESURES ANTHROPOMÉTRIQUES

Côté dominant (G/D) :	Classification BFR :	Nombre de mois d'expérience :
-----------------------	----------------------	----------------------------------

Description	Dimension [mm]
Taille du participant (reporter la donnée lors de l'entretien téléphonique)	
Circonférence de la tête au-dessus des oreilles (ruban)	
Hauteur de la tête entre le vertex et le dessous de la mâchoire (anthropomètre)	
Circonférence du tronc au-dessous des aisselles (ruban)	
Largeur pectorale au niveau des mamelons (anthropomètre)	
Circonférence du tronc au niveau du nombril (ruban)	
Circonférence du bassin au niveau des crêtes iliaques antérieures (ruban)	

Largeur dans le plan frontal de la cuisse au niveau proximal (anthropomètre)	
Largeur dans le plan sagittal de la cuisse au niveau proximal (anthropomètre)	
Circonférence du genou au niveau des épicondyles fémoraux (ruban)	
Circonférence de la cheville au niveau des malléoles (ruban)	
Circonférence maximale de la jambe au niveau du mollet (ruban)	
Longueur du pied (anthropomètre)	
Largeur du pied (anthropomètre)	
Hauteur du pied entre ses points les plus haut et bas (anthropomètre)	
Circonférence du bras au niveau de l'aisselle (ruban)	
Circonférence du coude au niveau des épicondyles (ruban)	
Circonférence du poignet au niveau des styloïdes (ruban)	
Longueur de la main (anthropomètre)	
Largeur de la main (anthropomètre)	
Épaisseur de la main (anthropomètre)	

## 10. PESÉE DU FRB ET DE L'ATHLÈTE

Tâches		✓
Démarrer la GoPro : Vérifier l'éclairage, enregistrer à 30 FPS, résolution de 720p		
Demander à l'athlète de libérer son FRB		
Description	Roue / Balance	Diamètre [m] / Poids [kg]
Diamètres des différentes roues	Roue anti-basculé arrière	
	Roue arrière	
	Roue avant	
	Roue anti-basculé avant	
	Arrière droite	

Poids du FRB vide	Arrière gauche	
	Avant droite	
	Avant gauche	
Poids du FRB et de l'athlète	Arrière droite	
	Arrière gauche	
	Avant droite	
	Avant gauche	

## 11. INSTALLATION DES MARQUEURS PASSIFS

Tâches	✓
Placer les marqueurs réfléchissants sur le FRB : <ul style="list-style-type: none"> <li><input type="checkbox"/> MWC_Marker1 (avant droit)</li> <li><input type="checkbox"/> MWC_Marker2 (avant gauche)</li> <li><input type="checkbox"/> MWC_Marker3 (arrière droit)</li> <li><input type="checkbox"/> MWC_Marker4 (arrière gauche)</li> </ul>	
Placer les plaques rigides sur l'athlète : <ul style="list-style-type: none"> <li><input type="checkbox"/> ArmR               <ul style="list-style-type: none"> <li>• ArmR_Marker1</li> <li>• ArmR_Marker2</li> <li>• ArmR_Marker3</li> <li>• ArmR_Marker4</li> </ul> </li> <li><input type="checkbox"/> ArmL               <ul style="list-style-type: none"> <li>• ArmL_Marker1</li> <li>• ArmL_Marker2</li> <li>• ArmL_Marker3</li> <li>• ArmL_Marker4</li> </ul> </li> </ul>	
Placer les marqueurs réfléchissants sur l'athlète (selon la figure 1 en annexe): <ul style="list-style-type: none"> <li><input type="checkbox"/> Vertex</li> <li><input type="checkbox"/> Sellion (entre les yeux)</li> <li><input type="checkbox"/> Vertèbre C7</li> <li><input type="checkbox"/> Incisure jugulaire</li> <li><input type="checkbox"/> Processus xiphoïde (<b>homme uniquement</b>)</li> <li><input type="checkbox"/> Acromions (droit &amp; gauche)</li> <li><input type="checkbox"/> Épicondyles latéraux de l'humérus (droit &amp; gauche)</li> <li><input type="checkbox"/> Styloïdes radiaux (droit &amp; gauche)</li> <li><input type="checkbox"/> Styloïdes ulnaires (droit &amp; gauche)</li> <li><input type="checkbox"/> Extrémité du majeur (droit &amp; gauche)</li> <li><input type="checkbox"/> Épicondyles latéraux du fémur (droit &amp; gauche)</li> <li><input type="checkbox"/> Épicondyles médiaux du fémur (droit &amp; gauche)</li> <li><input type="checkbox"/> Malléoles latérales (droit &amp; gauche)</li> <li><input type="checkbox"/> Malléoles médiales (droit &amp; gauche)</li> <li><input type="checkbox"/> Extrémités du 2<sup>e</sup> orteil (droit &amp; gauche)</li> </ul>	

## 12.ESSAIS DE *PROBING*

- Demander à l'athlète de s'asseoir sur son BFR au **bout de son siège**, le dos droit.
- Lorsque nécessaire, l'athlète peut légèrement bouger les membres supérieurs pour permettre l'accès à la sonde.
- Effectuer les essais de *probing* suivants **sans bouger le bassin entre les essais** :

Points	Ordre BIOMECH	Corps rigides requis (+Sonde)	Nom de l'essai	#Essai Optitrack
Crête iliaque antérieure droite	1	MWC	ProbingRightAnteriorIliacCrest Front	
Crête iliaque antérieure gauche	2	MWC	ProbingLeftAnteriorIliacCrestFr ont	
Crête iliaque postérieure droite	3	MWC	ProbingRightPosteriorIliacCrest Front	
Crête iliaque postérieure gauche	4	MWC	ProbingLeftPosteriorIliacCrestF ront	
Symphyse pubienne	5	MWC	ProbingSymphysisFront	

- Demander à l'athlète de s'asseoir sur son BFR en position anatomique, de façon à avoir le dos appuyé sur le dossier.
- Lorsque nécessaire, l'athlète peut légèrement bouger les membres supérieurs pour permettre l'accès à la sonde.
- Effectuer les essais de *probing* suivants :

Points	Ordre BIOMECH	Corps rigides requis (+Sonde)	Nom de l'essai	#Essai Optitrack
Processus Xiphoïde (femme uniquement)	6			
Crête iliaque antérieure droite	7	MWC	ProbingRightAnteriorIliacCrest	



Crête iliaque antérieure gauche	8	MWC	ProbingLeftAnteriorIliacCrest	
Symphyse pubienne	9	MWC	ProbingSymphysis	
Épicondyle médial droite	10	ArmR	ProbingRightMedialEpicondyle	
Épicondyle médial gauche	11	ArmL	ProbingLeftMedialEpicondyle	
Point de contact de la roue avant droite	12	MWC	ProbingRightCasterContact	
Centre de la roue arrière droite	13	MWC	ProbingRightRearWheelCenter	
Point de contact de la roue antibascule arrière droite	14	MWC	ProbingRightAntitipContact	
Point de contact de la roue avant gauche	15	MWC	ProbingLeftCasterContact	
Centre de la roue arrière gauche	16	MWC	ProbingLeftRearWheelCenter	
Point de contact de la roue antibascule gauche	17	MWC	ProbingLeftAntitipContact	

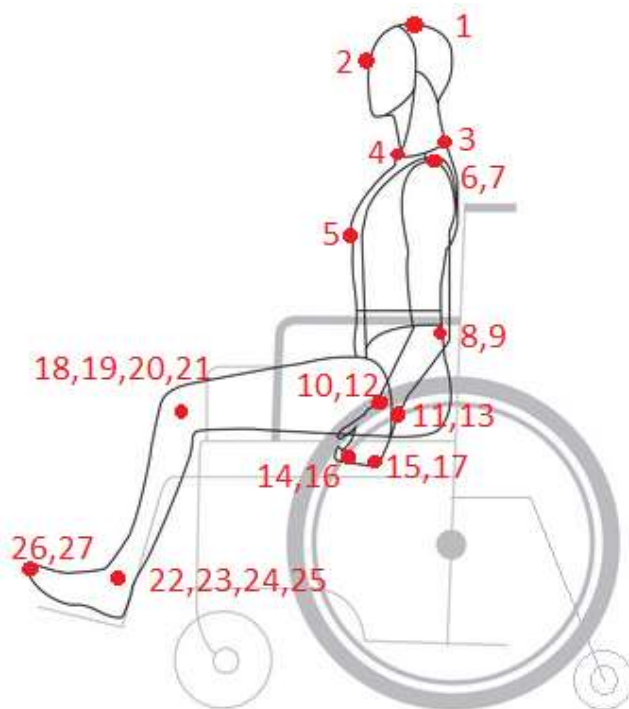
### 13.CAPTURES STATIQUES

#### Description de la tâche : expliquer à l'athlète

Adopter la position demandée et expliquée (voir Annexe - Figure 2), de façon immobile, lorsque demandé par un membre de l'équipe de recherche.

Essais	Ordre BIOMECH	Heure précise	#Essai Optitrack	Poids [kg] Arrière droite	Poids [kg] Arrière gauche	Poids [kg] Avant droit	Poids [kg] Avant gauche
Position a : Anatomic	18						
Position b : FrontCOP	19						
Position c : RearCOP	20						
Position d : RightCOP	21						
Position e : LeftCOP	22						

## POSITIONNEMENT DES MARQUEURS RÉFLÉCHISSANTS






## Légende :

- 1- Vertex
- 2- Sellion
- 3- Vertèbre C7
- 4- Incisure jugulaire
- 5- Processus xyphoïde (**homme uniquement**)
- 6,7 - Acromions (droit & gauche)
- 8,9 - Épicondyles latéraux de l'humérus (droit & gauche)
- 10,12 - Styloïdes radiaux (droit & gauche)
- 11,13 - Styloïdes ulnaires (droit & gauche)
- 14,16 - Extrémité de la phalange distale du majeur (droit & gauche)
- 15,17 - Extrémité de la phalange distale du petit doigt (droit & gauche)
- 18,19,20,21 - Épicondyles du fémur (médiaux & latéraux, droit & gauche)
- 22,23,24,25 - Malléoles (médiales & latérales, droit & gauche)
- 26, 27 - Extrémités des phalanges distales du 2<sup>e</sup> orteil (droit & gauche)

Figure 5-1: Positionnement des marqueurs réfléchissants

## REPRÉSENTATION DES DIFFÉRENTES POSITIONS (A À F) À ADOPTER

<p><b>Position <i>a</i> : Anatomic</b></p> <p>Position anatomique, où le dos est droit, les mains ouvertes sur le côtés des roues, parallèles au tronc</p>	
<p><b>Position <i>b</i> : FrontCOP</b></p> <p>Position avec flexion maximale avant, où les bras sont en flexion vers l'avant</p>	
<p><b>Position <i>c</i> : RearCOP</b></p> <p>Position avec extension maximale arrière, où les bras sont en extension vers l'arrière</p>	



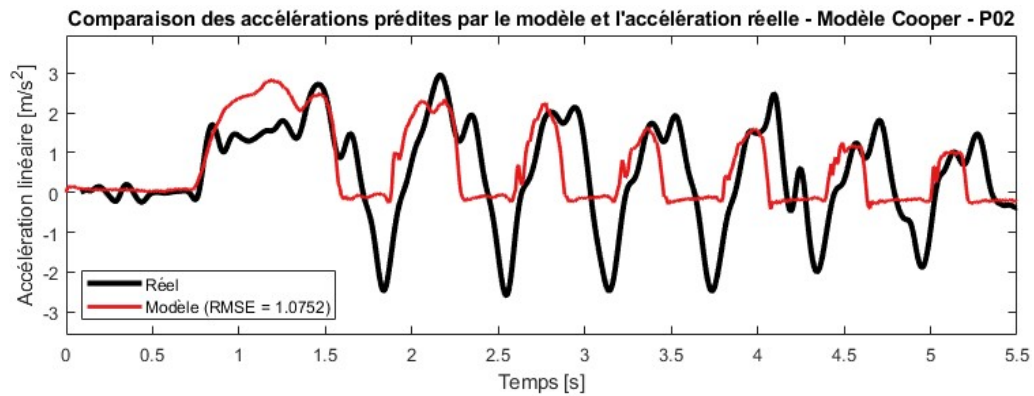
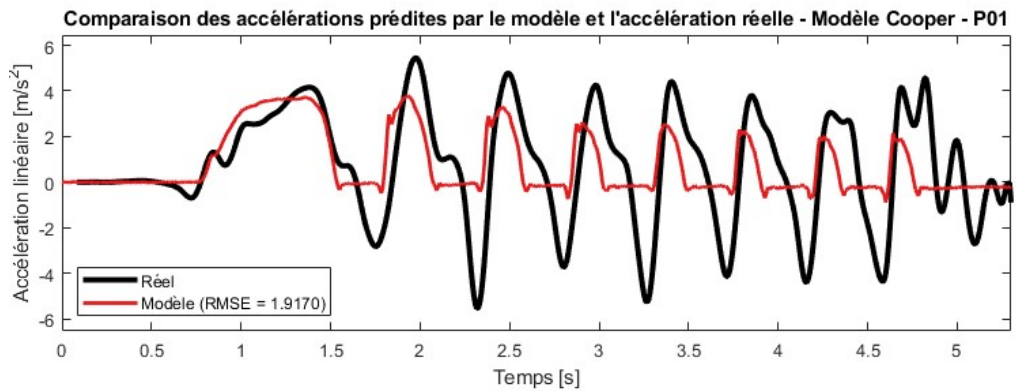
<p><b>Position <i>d</i> : RightCOP</b></p> <p>Position avec flexion latérale à droite, où le bras droit est en élévation vers la droite</p>	 A photograph of a participant in a wheelchair leaning to the right. The participant's right arm is extended horizontally to the right, and their torso is tilted towards the right side. They are sitting on a grey platform with wooden tables on either side.
<p><b>Position <i>e</i> : LeftCOP</b></p> <p>Position avec flexion latérale à gauche, où le bras gauche est en élévation vers la gauche</p>	 A photograph of the same participant in a wheelchair leaning to the left. The participant's left arm is extended horizontally to the left, and their torso is tilted towards the left side. They are sitting on a grey platform with wooden tables on either side.

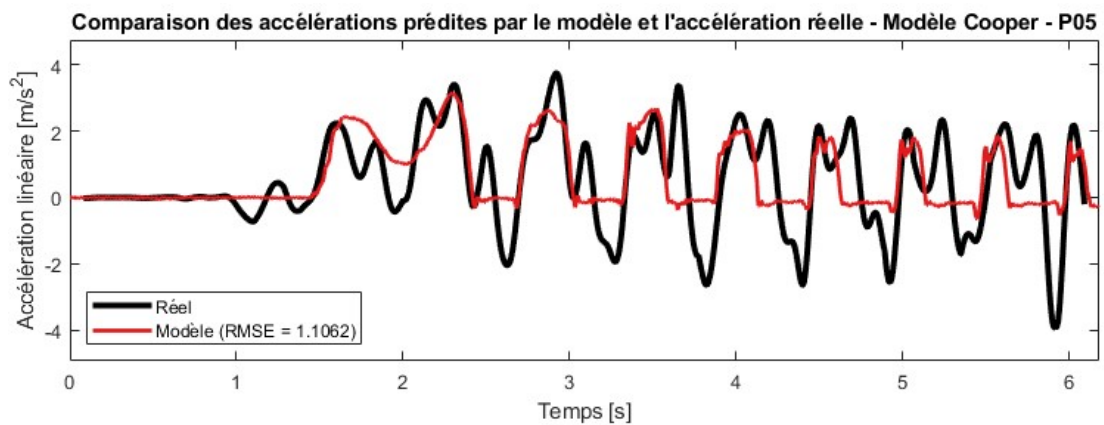
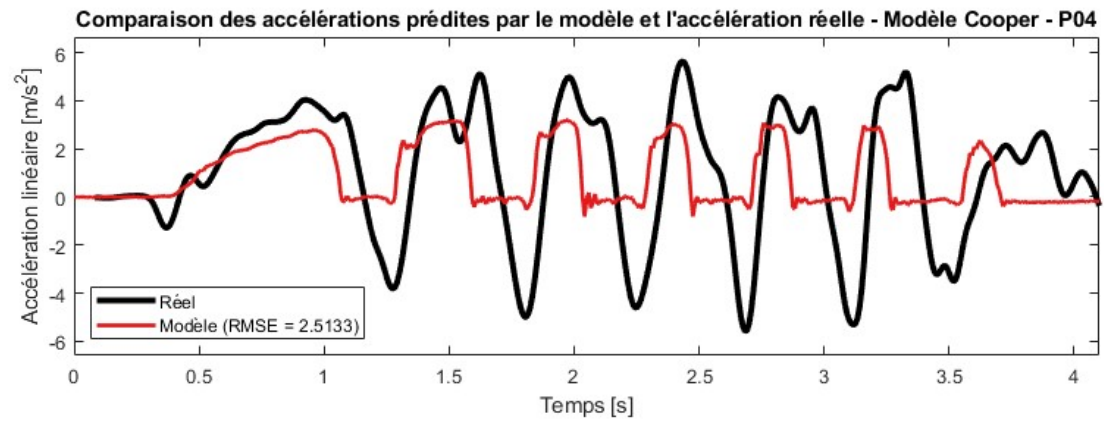
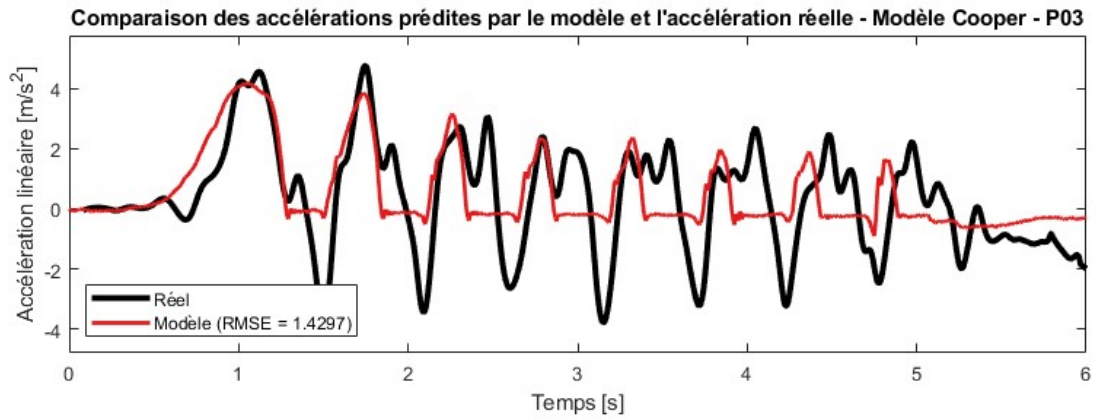
Figure 5-2: Représentation des positions a – b – c – d – e à adopter par le participant

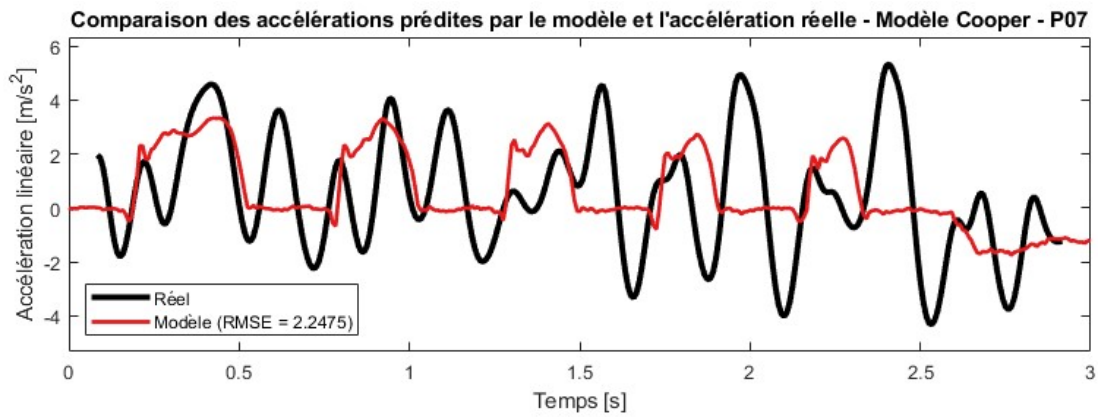
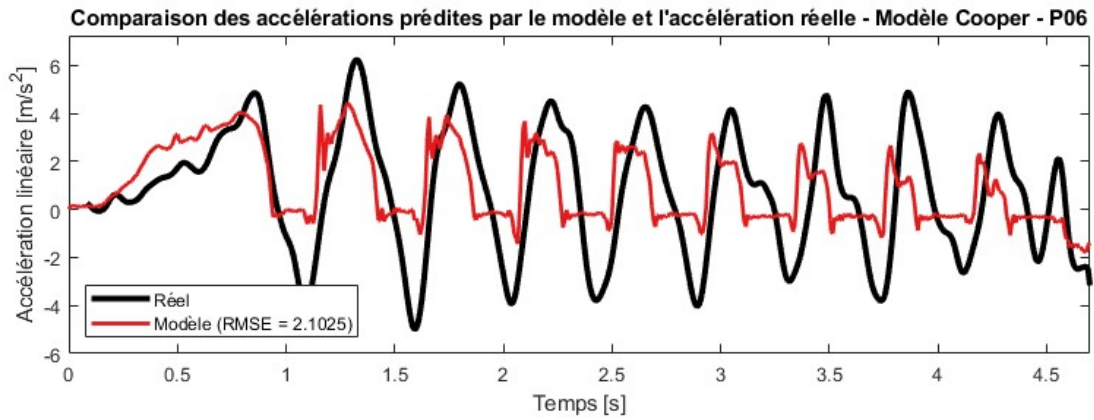
## ANNEXE B

### ENSEMBLE DES COURBES D'ACCÉLÉRATION LINÉAIRE DU FRM RETROUVÉES

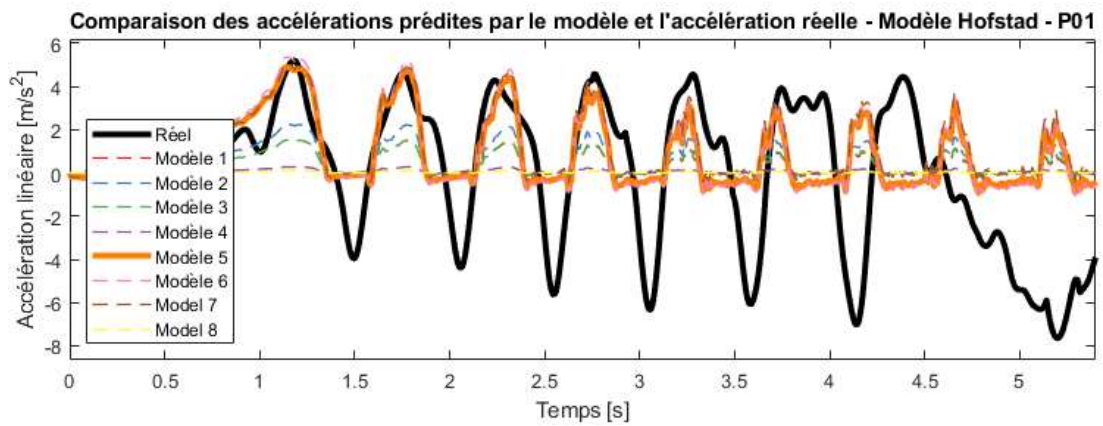
#### a) Courbes d'accélération du modèle Cooper



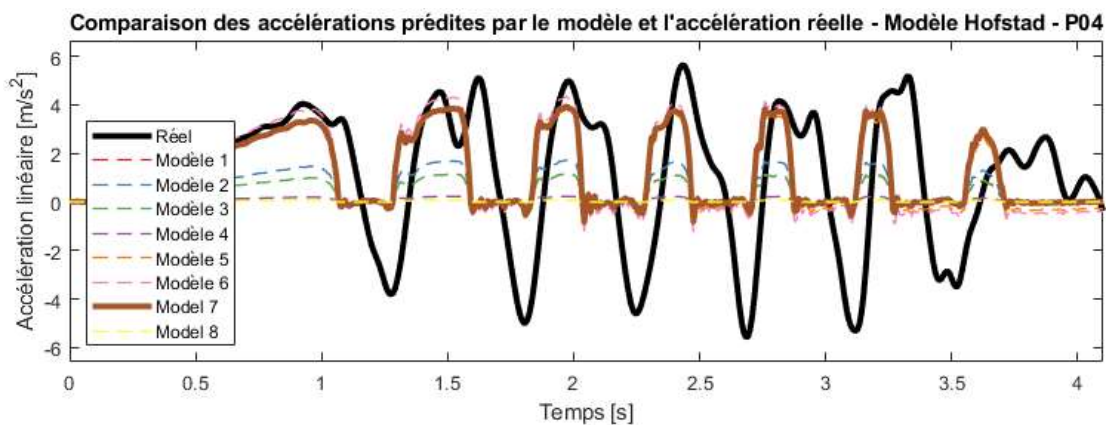
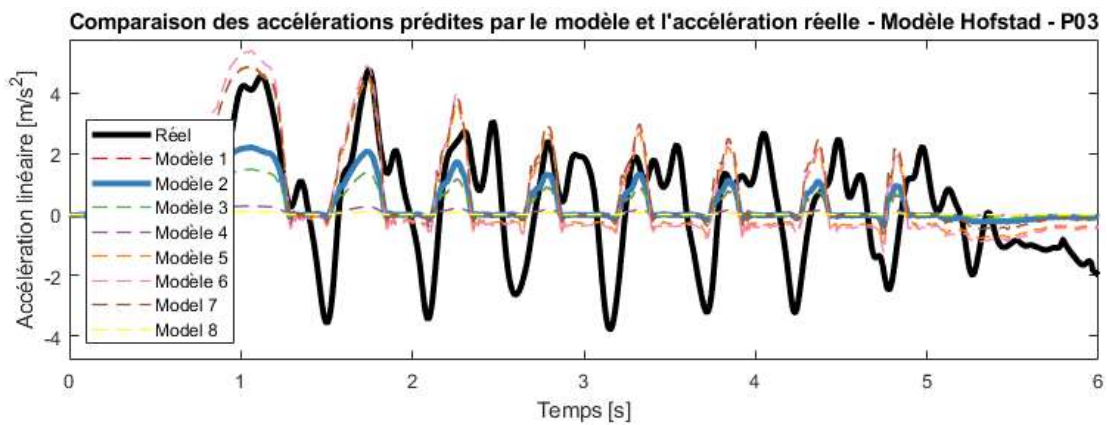
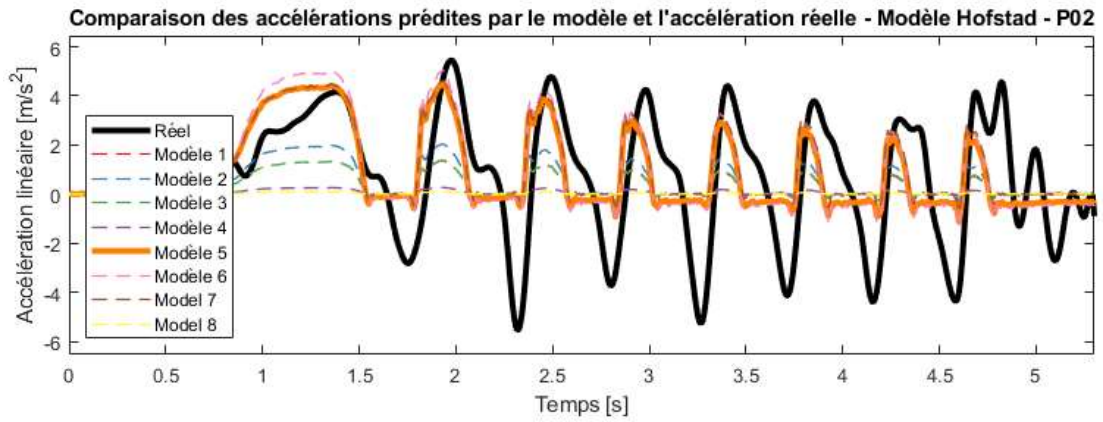


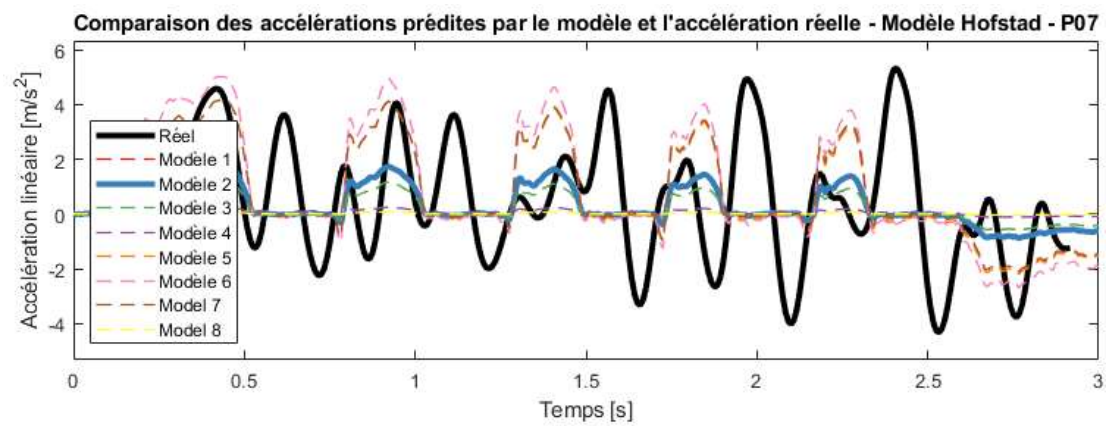
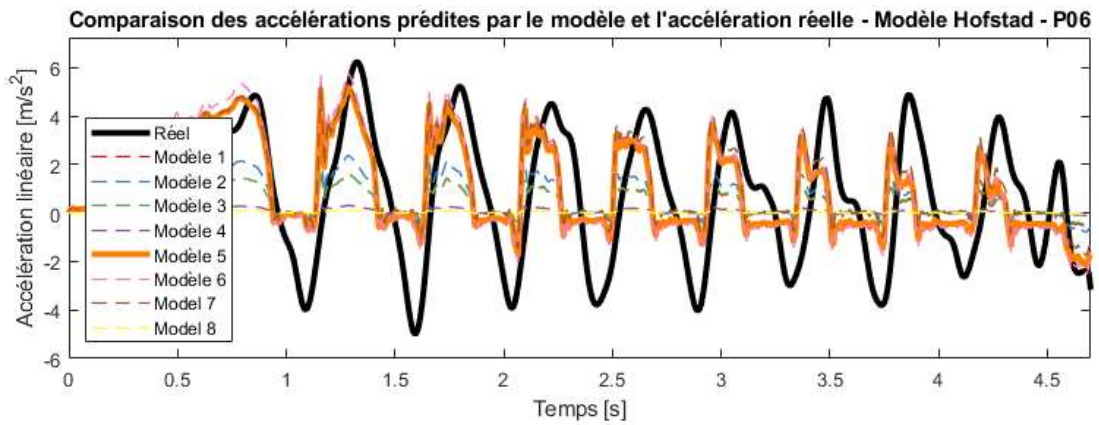
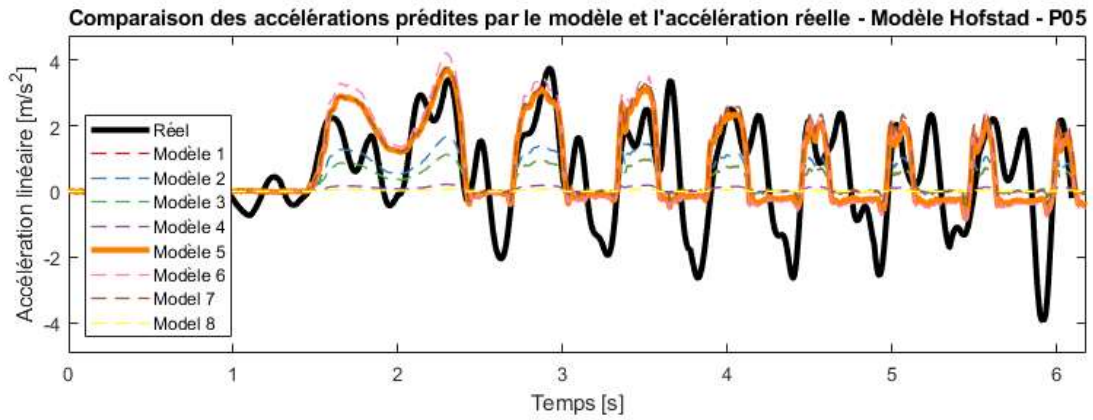


b) Courbes d'accélération du modèle d'Hofstad



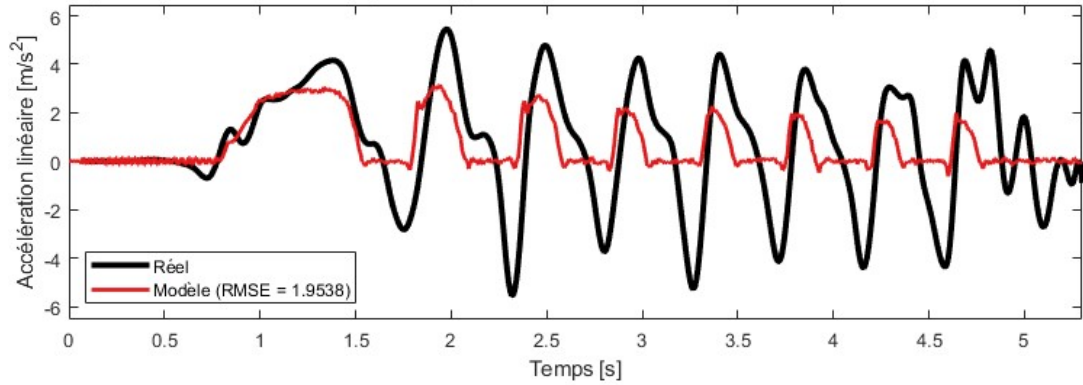




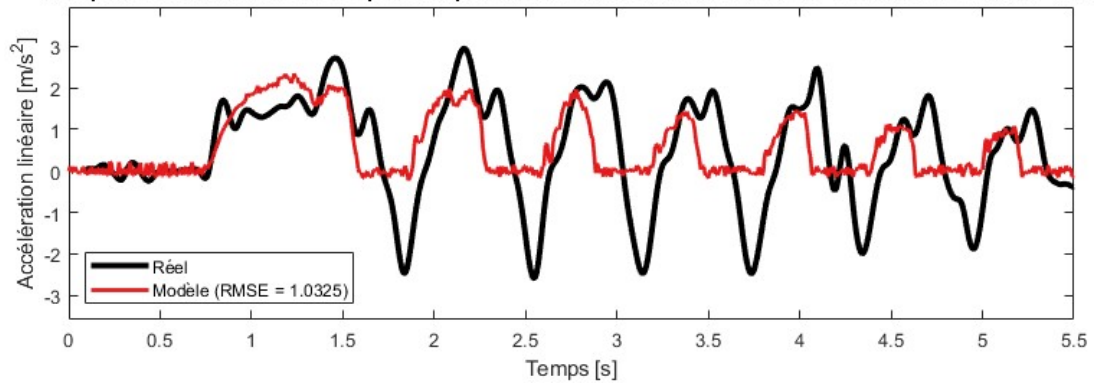


## c) Courbes d'accélération du modèle ChénierWSC

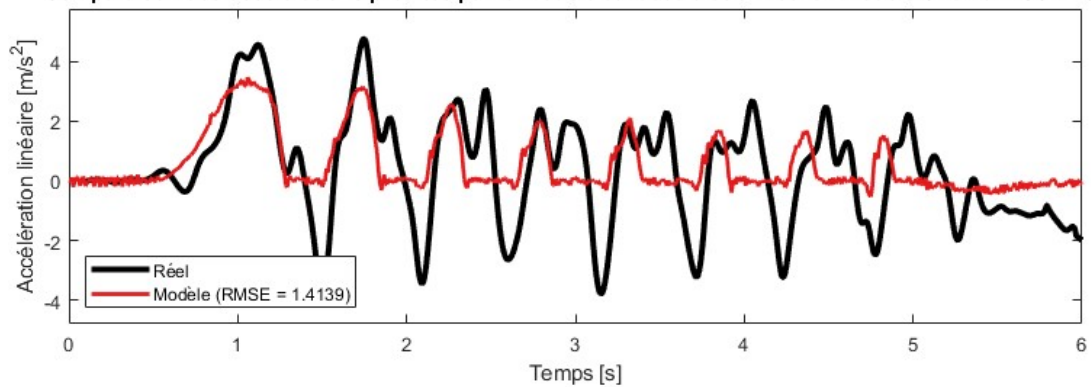
Comparaison des accélérations prédites par le modèle et l'accélération réelle - Modèle ChénierWSC - P01



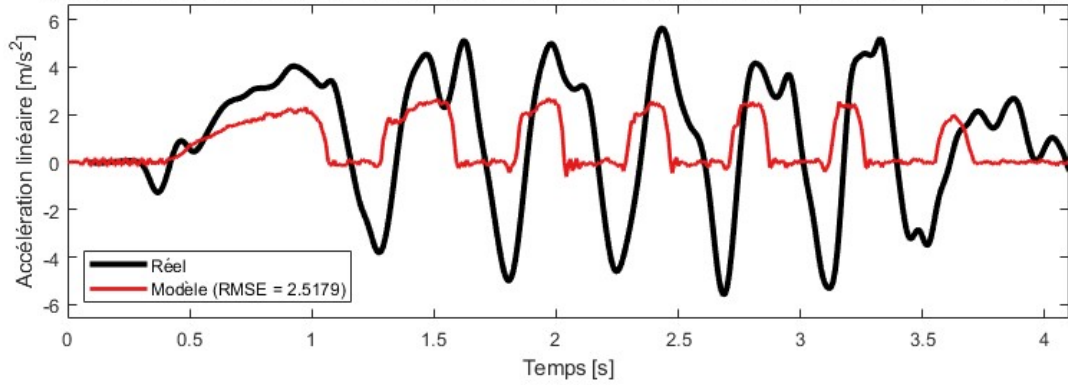
Comparaison des accélérations prédites par le modèle et l'accélération réelle - Modèle ChénierWSC - P02



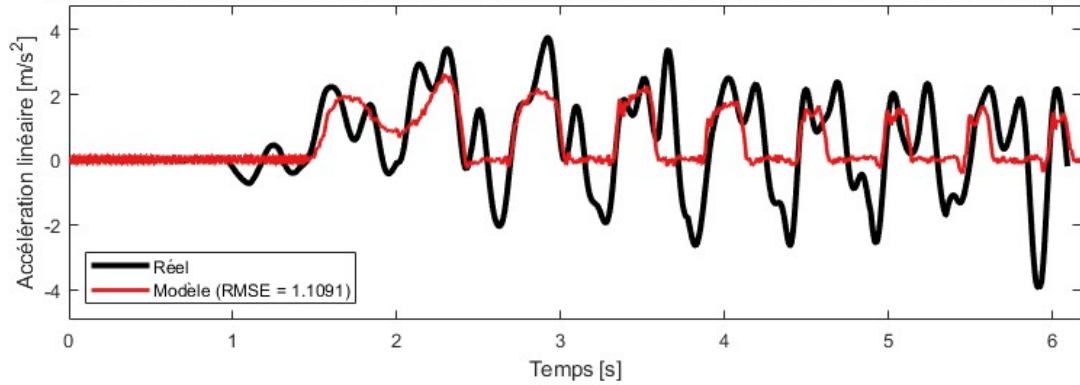
Comparaison des accélérations prédites par le modèle et l'accélération réelle - Modèle ChénierWSC - P03



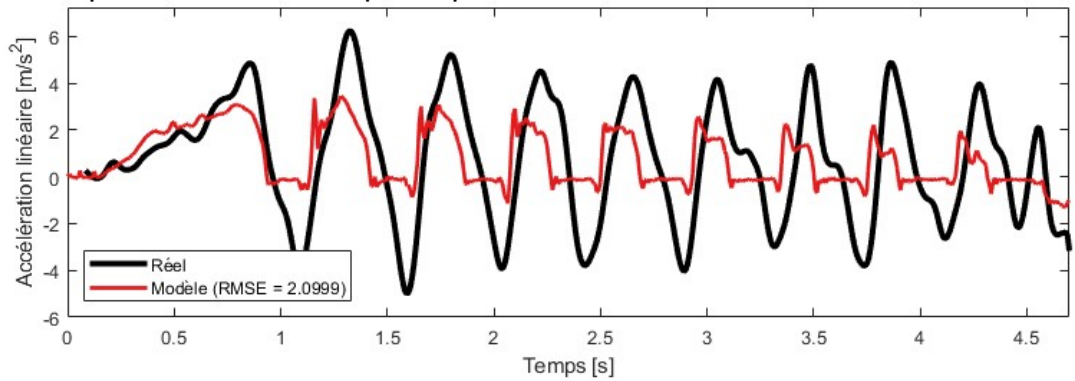
Comparaison des accélérations prédites par le modèle et l'accélération réelle - Modèle ChenierWSC - P04



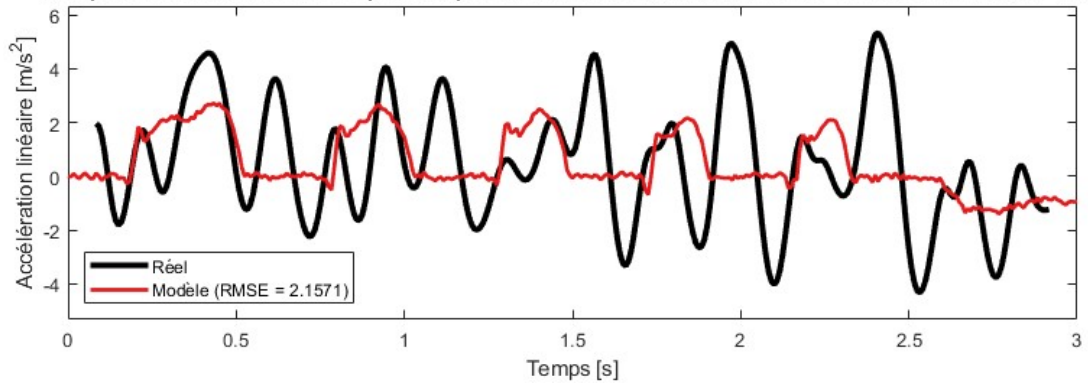
Comparaison des accélérations prédites par le modèle et l'accélération réelle - Modèle ChenierWSC - P05



Comparaison des accélérations prédites par le modèle et l'accélération réelle - Modèle ChenierWSC - P06

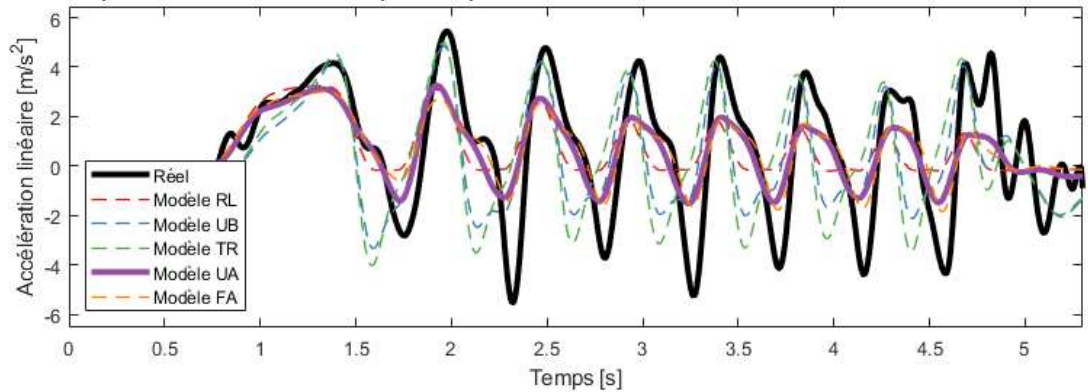


Comparaison des accélérations prédites par le modèle et l'accélération réelle - Modèle ChenierWSC - P07

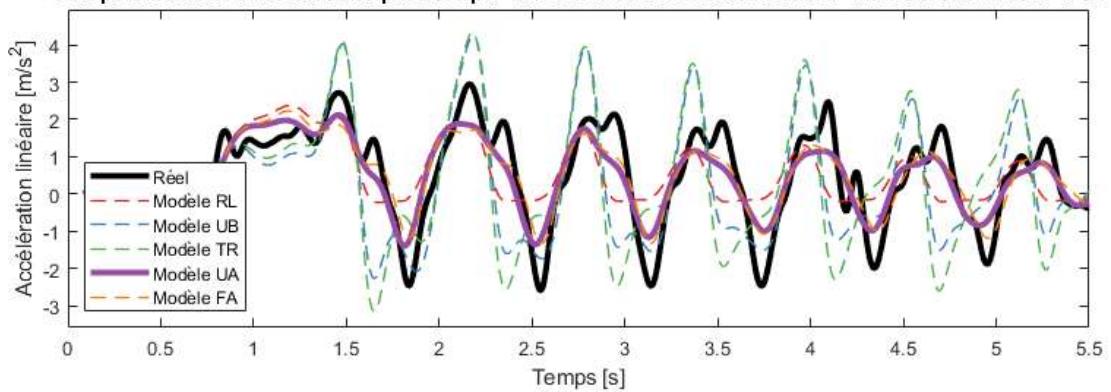


d) Courbes d'accélération du modèle ChenierUA

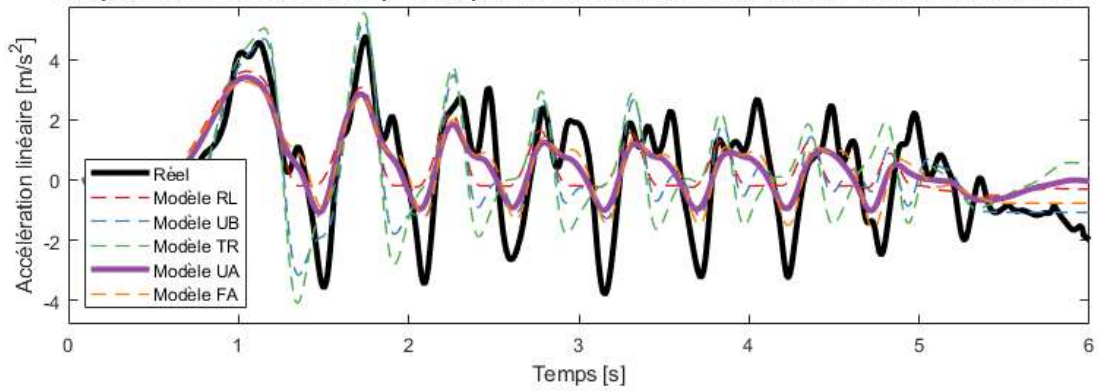
Comparaison des accélérations prédites par le modèle et l'accélération réelle - Modèle ChenierUA - P01



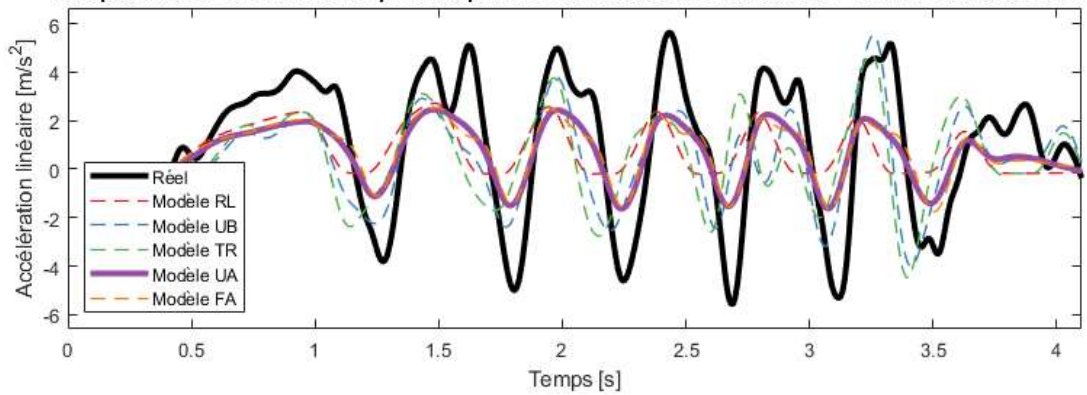
Comparaison des accélérations prédites par le modèle et l'accélération réelle - Modèle ChenierUA - P02



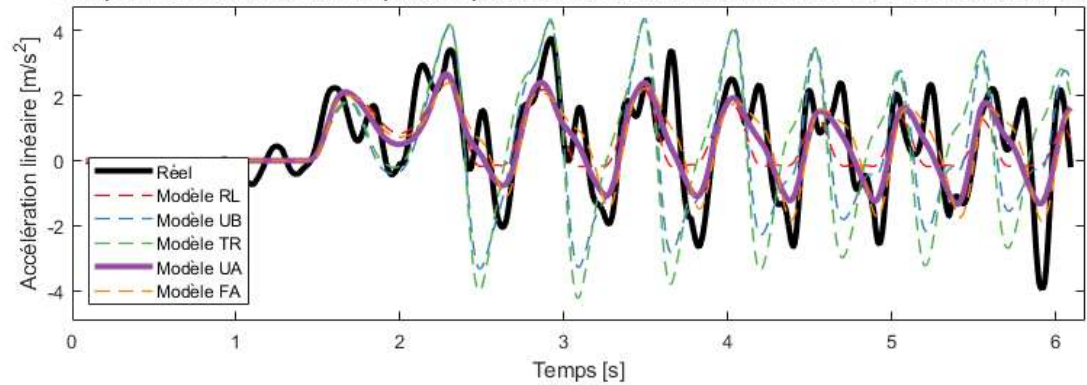
Comparaison des accélérations prédites par le modèle et l'accélération réelle - Modèle ChenierUA - P03

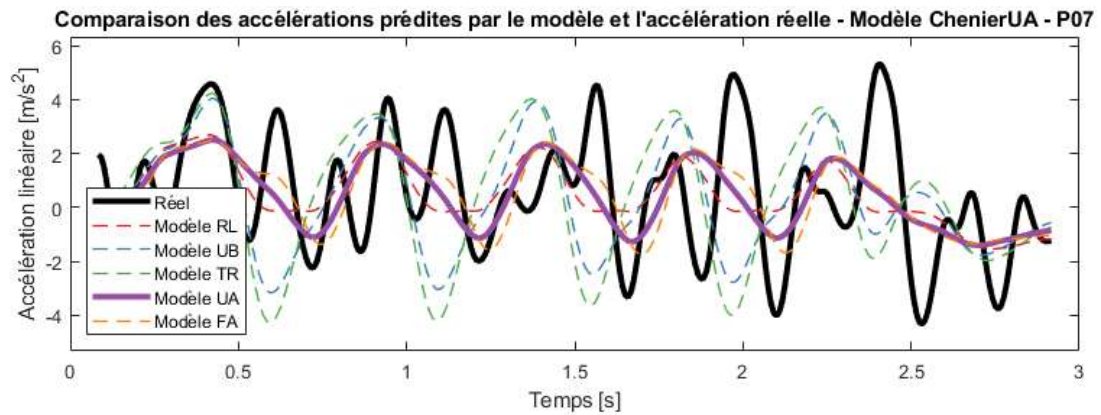
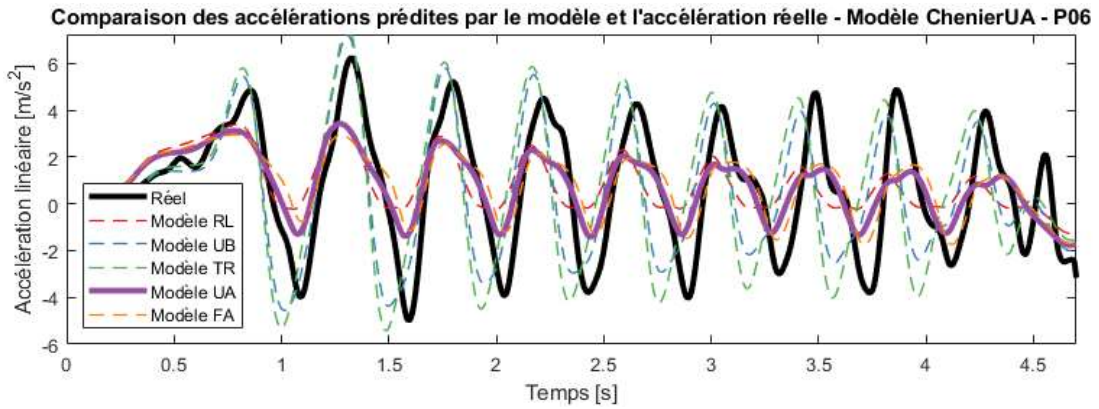


Comparaison des accélérations prédites par le modèle et l'accélération réelle - Modèle ChenierUA - P04

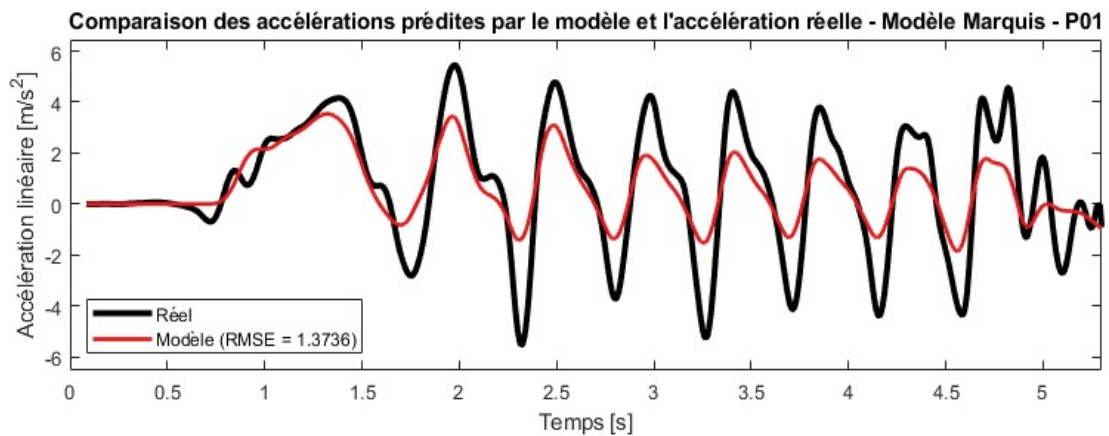


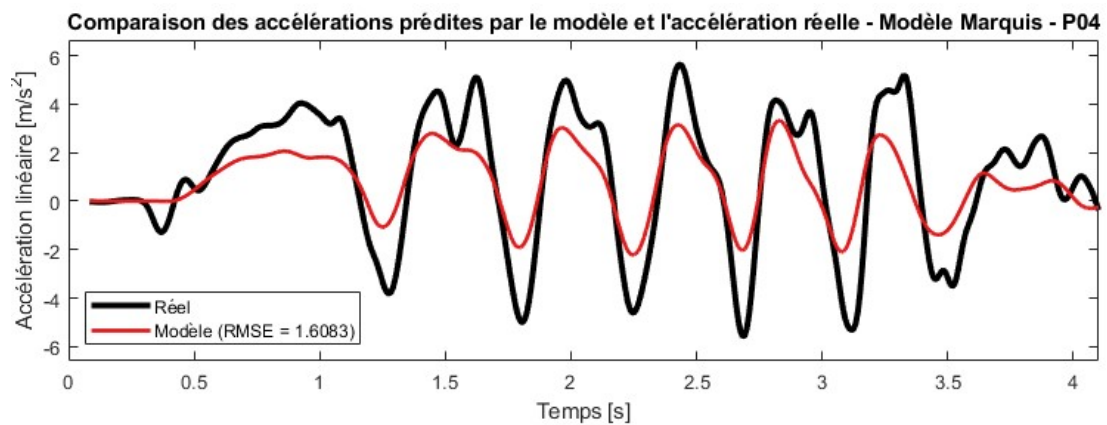
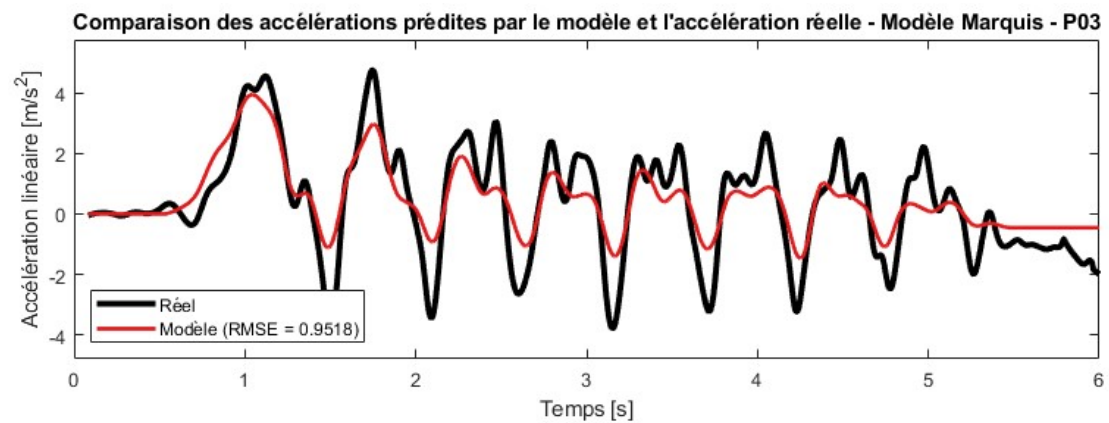
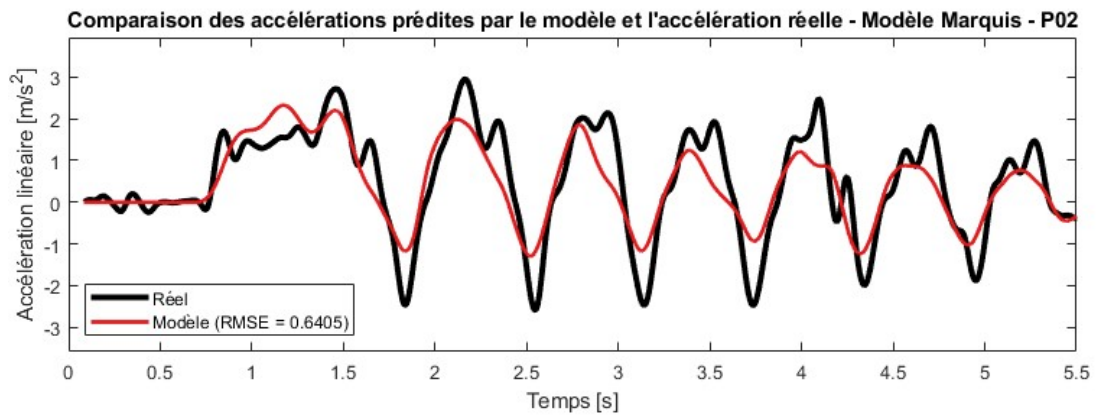
Comparaison des accélérations prédites par le modèle et l'accélération réelle - Modèle ChenierUA - P05



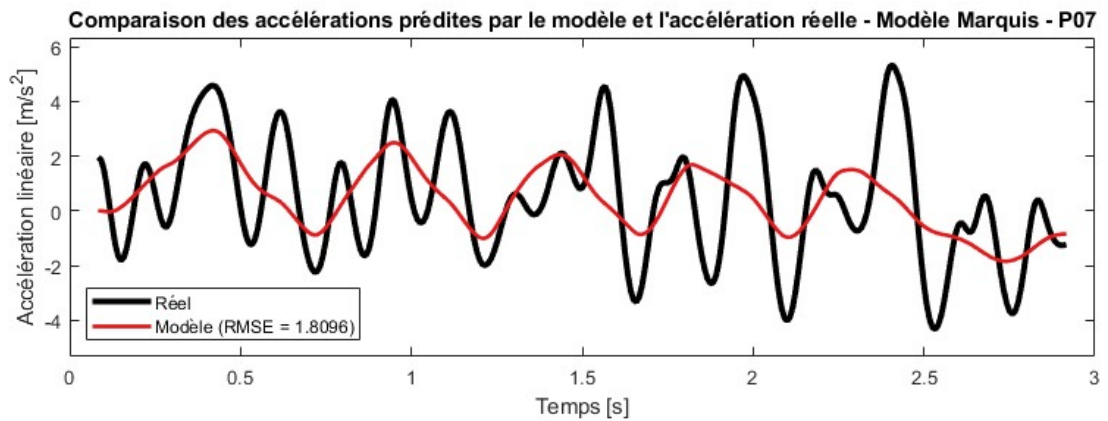
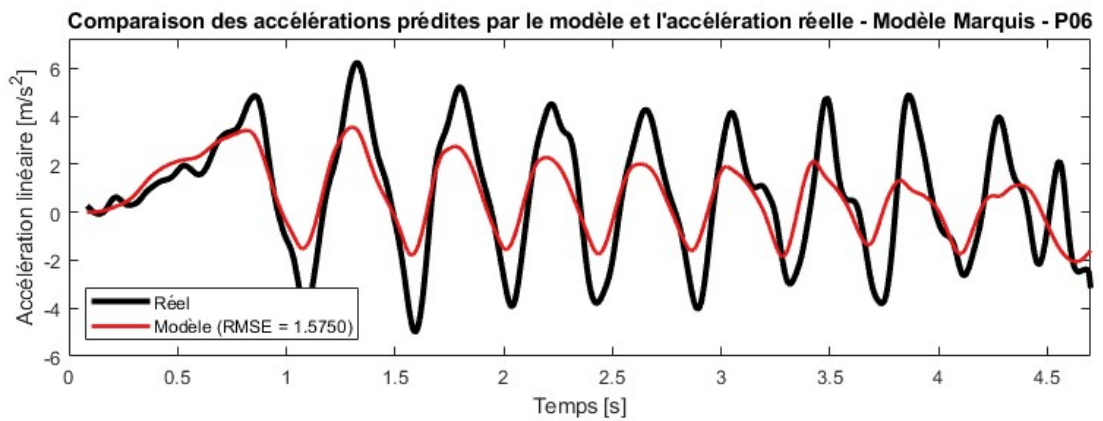
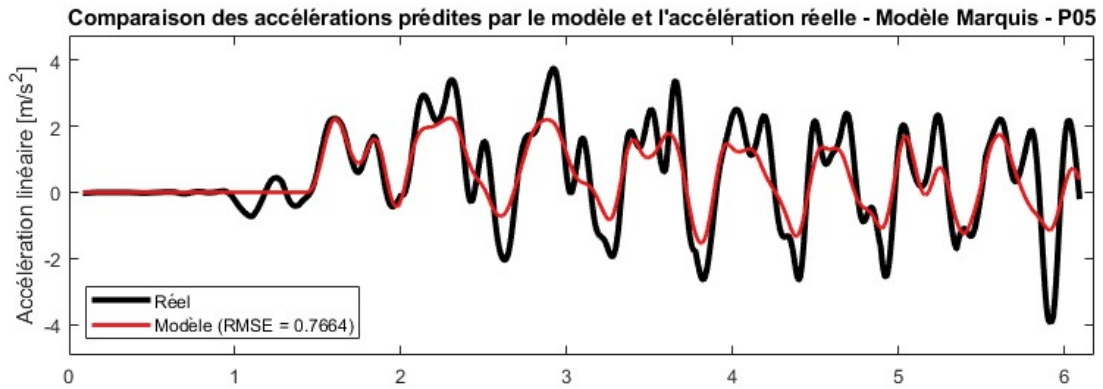


e) Courbes d'accélération du modèle Marquis









## APPENDICE A

### VARIABLES ET PARAMÈTRES DES MODÈLES NON-UNIFORMISÉS

Tableau 5-1 : Variables d'entrée non-uniformisées des modèles

Modèle	Nomenclature	
Shung et al.	$\Phi$	Inclinaison latérale par rapport au fauteuil (%)
	$\theta$	Inclinaison par rapport au fauteuil (%)
	$i_{mL,mR}$	Courants des moteurs
	$v_{L,R}$	Vitesses angulaires des roues
Johnson et Aylor	$i_a$	Courant d'induit du moteur
Cooper et al.	F	Force tangente à la main courante
Hofstad	a	Accélération du fauteuil
	v	Vitesse linéaire du fauteuil
Ohnabe et Mizuguchi	$T_{wL,R}$	Couple de force transféré aux roues par l'utilisateur
Wang et al.	$F_{L,R}$	Force de traction fournie par les roues arrières
Chrichlow	$r_\tau$	Position du centre de masse du système fauteuil-utilisateur
	$r_i$	Position des segments du corps
	$d_i$	Position des marqueurs optoélectriques des mains
	$M_y$	Moment de force axiale des roues arrières
Saint-Rémy	$\vec{F}_m$	Résultante des actions motrices du sujet sur les mains courantes
	$\vec{F}_{ra}$	Résultante des forces de freinage
	$\vec{R}_N$	Réaction normale au sol
Bascou	$\omega_{f,r}$	Vitesse angulaire des roues avant et arrière
	$d_{f,r}$	Distance entre le centre de gravité et l'essieu avant et arrière
	$\lambda_{f,r}$	Coefficient de résistance au roulements des roues avant et arrière
Chénier (WSC)	$M_{app1,2}$	Moment appliqué sur les roues arrières
	$\alpha_{1,2}$	Orientation des roues avant
Chénier (UA)	$X_{AL,R}$	Position antéro-postérieure des acromions
	$X_{EL,R}$	Position antéropostérieure des épicondyles latéraux
	$X_{UL,R}$	Position antéropostérieure des styloïdes ulnaires
	$\theta_{L,R}$	Position angulaire des roues SmartWheel

Tableau 5-2 : Variables d'état non-uniformisées des modèles

Modèle	Nomenclature	
Shung et al.	A,B	Variables simplificatrices des équations ( $m/s^2$ )
Johnson et Aylor	$a_{cxv}, a_{cyv}$ $F_{1,2}$ $N_{1,2,3,4}$ $V_0$ $V_{LAT}$	Composante de l'accélération du centre de masse Force motrice du fauteuil Poids supporté par chaque roue Vitesse angulaire de l'essieu arrière Composante de la vitesse latérale
Cooper et al.	$a$ $\theta(x)$ $v$ $W_R$ $W_r$ $x$	Accélération linéaire du fauteuil Angle d'inclinaison Vitesse linéaire du fauteuil Poids appliqué sur les roues arrières Poids appliqué sur les roues avant Distance parcourue
Hofstad	$F_a$ $F_b$ $F_f$ $F_r$	Force de résistance à la traînée Force de résistance des roulements à billes Force de résistance au roulement d'une roue avant Force de résistance au roulement d'une roue arrière
Ohnabe et Mizuguchi	$F_{1,3}$ $F_{2,4}$ $F_{5,6}$ $F_{7,8}$ $T_{1,r}$	Force agissant dans la direction de la roue arrière Force latérale agissant par effet de carrossage des roues Force normale au fauteuil Force normale sur les roues avant Couple de force perdu par friction
Wang et al.	$F_{1,2}$ $F_{3,4}$ $F_{5,6}$	Force latérale agissant sur les roues arrières Force normale sur les roues arrières Force normale sur les roues avant
Chrichlow	$\omega_0$ $d_f$ $d_r$ $F_t$ $F_h$ $F_f$ $F_r$ $L_f$ $L_r$ $T_{in}$ $T_b$ $T_{rr}$ $V_o$	Vitesse linéaire du centre de masse du fauteuil Position entre le centre de masse du corps fauteuil-jambe et l'essieu avant Position entre le centre de masse du corps fauteuil-jambe et l'essieu arrière Force tangentielle des roues arrières Force appliqué par les mains sur les roues arrières Force de frottement des roues avant Force de frottement des roues arrières Distance entre le centre de masse et l'essieu avant Distance entre le centre de masse et l'essieu arrière Moment dû à la force tangentielle Moment dû à la friction des roulements à billes Moment dû à la résistance au roulement Vitesse angulaire du centre de masse du fauteuil
Saint-Rémy	$\vec{F}_{faut}$ $F_{mc}$	Résultante des actions qui s'exercent sur le fauteuil Force appliqué par le sujet sur la main courante
Bascou	$F_{roll}$ $R_{fx}$ $R_{rx}$	Force de résistance au roulement Effort tangentielle sur les roues avant Effort tangentielle sur les roues arrières

	$R_{FN}$	Effort normale sur les roues avants
	$R_{FN}$	Effort normale sur les roues arrières
Chénier (WSC)	$\ddot{\theta}_{R1,2}$	Accélération angulaire des roues arrières
	$sgn(\dot{\theta}_{C1,2})$	Direction de roulement des roues avants
	$\ddot{\phi}$	Accélération angulaire du système fauteuil-utilisateur
	$\ddot{x}$	Accélération linéaire du système fauteuil-utilisateur
Chénier (UA)	$m_{1,2}$	Masse des segments
	$x_{1,2,3,4,5}$	Position des segments
	$\hat{x}_o(UA)$	Vitesse du fauteuil
	${}^0\ddot{x}_{1,2,3,4,5}$	Accélération des segments

Tableau 5-3 : Variables de sortie non-uniformisées des modèles

Modèle	Nomenclature	
Shung et al.	$\beta$	Angle de direction du fauteuil (degrés)
	$v_a$	Vitesse moyenne des roues arrières
Johnson et Aylor	$\theta_{1,2}$	Déplacement angulaire des roues arrières
	$\alpha_{1,2}$	Orientation des roues avants
Cooper et al.	$v$	Vitesse du centre de masse
Hofstad	$F$	Force tangente à la main courante
Ohnabe et Mizuguchi	$v$	Vitesse du fauteuil
	$x$	Distance parcourue
Wang et al.	$v_{L,R}$	Vitesse linéaire des roues arrières
Chrichlow	$\rho_c$	Position virtuelle du fauteuil
	$\dot{\rho}_c$	Accélération virtuelle du fauteuil
	$T_{servo}$	Résistance au roulement pour le servo-moteur
Saint-Rémy	$\vec{\Gamma}_{G_f}^{TR}$	Accélération du centre de gravité du système fauteuil-utilisateur
Bascou	$\gamma$	Accélération du centre de masse du système fauteuil-utilisateur
Chénier (WSC)	$\ddot{\theta}_{R1,2}$	Vitesse angulaire des roues arrières

Tableau 5-4 : Paramètres non-uniformisés des modèles

Modèle	Nomenclature	
Shung et al.	$\alpha$	Inclinaison de la pente (%)
	$\beta_c$	Constante des roulements à billes
	$\gamma$	Inclinaison latérale de la pente (%)
	$F_{x,y,z}$	Composante de la force totale selon l'axe $x''$ , $y''$ et $z''$
	$F_{1,2,3,4,5,6}$	Force appliquée sur les roues
	$f$	Coefficient de résistance au roulement
	$H$	Hauteur du centre de masse
	$I_{x,y,z}$	Moment d'inertie autour de l'axe $x''$ , $y''$ et $z''$
	$J_m$	Inertie polaire des moteurs
	$J_W$	Inertie polaire des roues
	$K_g$	Rapport de vitesse des moteurs
	$K_t$	Constante du couple moteur
	$L$	Longueur du fauteuil (distance entre les essieux)
	$l$	Distance entre le centre de masse et l'essieu arrière
	Johnson et Aylor	$\beta_m$
$\theta_m$		Déplacement angulaire de l'arbre moteur
$c$		Coefficient de résistance au roulement
$C_{ax}$		Coefficient de friction des essieux
$I_c$		Moment d'inertie des roues avants
$I_o$		Moment d'inertie du fauteuil
$J_m$		Inertie de l'arbre moteur
$K_a$		Coefficient de la traînée d'air
$K_l$		Coefficient du moment de friction
$K_L$		Coefficient de la force latérale
$K_T$		Constante du couple moteur
$p$		Distance de traînée des roues avants
$R$		Rayon des roues arrières
$R_F$		Empattement des roues avants
$R_L$		Longueur du fauteuil
$R_c$		Rayon des roues avants
$R_r$		Largeur du fauteuil (empattement arrière)
$M_F$		Masse du système fauteuil-utilisateur
$\bar{x}, \bar{y}$	Coordonnée du centre de masse	
	$b_R$	Coefficient de résistance au roulement des roues arrières

Cooper et al.	$b_r$ $C$ $I$ $I_f$ $K$ $M$ $R$ $r$ $r_{pr}$	Coefficient de résistance au roulement des roues avants Coefficient de résistance à la traînée Inertie des roues arrières Inertie des roues avants Coefficient de résistance des roulements à billes Poids du système fauteuil-utilisateur Rayon des roues arrières Rayon des roues avants Rayon de la main courante
Hofstad	$A$ $D$ $e_f$ $e_r$ $L_{wb}$ $M_B$ $M_b$ $r_{ax}$ $r_{axf}$ $R_{cg}$ $v_l$ $v_w$ $W$	Surface frontale du système fauteuil-utilisateur Densité de l'air Coefficient de résistance au roulement des roues arrières Coefficient de résistance au roulement des roues avants Largeur du fauteuil (empattement) Résistance des roulements à billes de l'essieu arrière Résistance des roulements à billes de l'essieu avant Rayon de l'essieu arrière Rayon de l'essieu avant Distance entre le centre de masse et l'essieu arrière Vitesse de l'air Vitesse linéaire du fauteuil Poids du système fauteuil-utilisateur
Ohnabe et Mizuguchi	$\beta_c$ $D$ $f$ $I_z$ $J_w$ $L$ $l$ $M$ $r$ $W_B$	Constante des roulements à billes Moitié de la largeur du fauteuil Coefficient de résistance au roulement Moment d'inertie du fauteuil autour de l'axe $z''$ Moment d'inertie polaire des roues arrières Hauteur du centre de gravité Distance entre le centre de gravité et l'essieu arrière Masse du système fauteuil-utilisateur Rayon des roues arrières Longueur du fauteuil (distance entre les essieux)
Wang et al.	$\alpha$ $\beta$ $\theta$ $\mu$ $H$ $I_z$ $L$ $l$ $M$	Inclinaison de la pente Inclinaison latérale de la pente Direction du fauteuil Coefficient de friction Hauteur du centre de masse Moment d'inertie du fauteuil autour de l'axe $z''$ Longueur du fauteuil (distance entre les essieux) Distance entre le centre de masse et l'essieu avant Masse du système fauteuil-utilisateur

	$W$	Largeur du fauteuil (empattement)
Chrichlow	$b_f$	Constante d'amortissement équivalente des roues arrières
	$b_r$	Constante d'amortissement équivalente des roues avants
	$C_b$	Constante des roulements à billes des roues arrières
	$C_k$	Constante de rigidité longitudinale
	$C_\alpha$	Constante de rigidité lors d'un virage
	$D_f$	Distance latérale entre les points de pivot des roues avants
	$D_r$	Distance latérale entre les roues arrières
	$f_f$	Coefficient de résistance au roulement des roues avants
	$f_r$	Coefficient de résistance au roulement des roues arrières
	$J_r$	Moment d'inertie polaire des roues arrières
	$k_f$	Constante de ressort équivalente des roues avants
	$k_r$	Constante de ressort équivalente des roues arrière
	$k_{V,low}$	Coefficient d'amortissement à basses vitesses
	$l_c$	Longueur de traînée des roues avants
	$m_T$	Masse du système fauteuil-utilisateur
	$R_{of}$	Rayon des roues avants
	$R_{or}$	Rayon des roues arrières
	$V_{low}$	Seuil de faible vitesse pour l'introduction du coefficient d'amortissement
	$V_{r,min}$	Vitesse linéaire des roues arrières à laquelle la friction totale est présente
		$WB$
	$\alpha_{sl}$	Seuil de l'angle de glissement
	$\sigma_k$	Longueur de relaxation longitudinale des roues
	$\sigma_a$	Longueur de relaxation latérale des roues
Saint-Rémy	$\mu$	Coefficient de frottement de glissement entre les roues arrières et le sol
	$a,b,c$	Coefficients de correction des signaux bruts des roues dynamométriques
	$D$	Distance entre les deux axes des roues arrières
	$d$	Distance fonctionnel du fauteuil
	$d1$	Distance entre le centre de gravité et l'essieu avant
	$d2$	Distance entre le centre de gravité et l'essieu arrière
	$m_f$	Masse du fauteuil à vide
	$m_s$	Masse de l'individu
	$R$	Rayon des roues arrières
	$R_{mc}$	Rayon des mains courantes
	$P$	Point d'application de l'effort du sujet sur la main courante
	$P_s$	Point d'application de l'effort du sujet sur le siège
Bascou	$W$	Poids du système fauteuil-masse
	$h$	Hauteur du centre de gravité
	$w_b$	Longueur du fauteuil (entraxe)
	$r_f$	Rayon des roues avants
	$r_r$	Rayon des roues arrières

	$I_f$	Moment d'inertie des roues avants
	$I_r$	Moment d'inertie des roues arrières
Chénier (WSC)	$d_C$	Trainée des roues avants
	$d_f$	Distance entre les roues avants
	$d_L$	Longueur du fauteuil
	$d_R$	Distance entre les roues arrières
	$F_{roll}$	Résistance au roulement
	$I_{0y}$	Moment d'inertie vertical du système fauteuil-utilisateur
	$I_{wheel}$	Moment d'inertie latéral des roues arrières
	$m$	Masse du système fauteuil-utilisateur
	$r_{front}$	Rayon des roues avants
	$r_{rear}$	Rayon des roues arrières
Chénier (UA)	$d_{1,2}$	Distance entre le centre de masse et l'articulation proximale des segments
	$F_{roll}$	Résistance au roulement
	$l_{1,2}$	Longueur des segments
	$m_{participant}$	Masse du participant



## APPENDICE B

### TRANSFORMATIONS MATHÉMATIQUES DES MODÈLES

Chacun des modèles utilisés pour la validation ont des équations personnalisées qui permettent de retrouver différentes variables en sortie. Afin d'uniformiser les variables évaluées pour la validation du nouveau modèle, des transformations mathématiques de ces équations ont été effectuées ci-dessous, où il est possible de retrouver l'accélération linéaire du fauteuil au fil du temps selon les paramètres, les variables en entrée et les variables d'état de chaque modèle.

#### a) Modèle Cooper (1990)

Le modèle de Cooper permet de retrouver la force nécessaire pour la propulsion modulé selon le ratio du diamètre roue arrière – main courante. L'équation de base du modèle de Cooper est la suivante :

$$F\left(\frac{R}{r_{pr}}\right) = Ma + \frac{I_a}{R} + \frac{I_f a}{r} + F_a + \frac{M_B}{r_{ax}} + \frac{M_b}{r_{axf}} + F_R + F_r + W \sin\theta(x)$$
$$F\left(\frac{R}{R_{pr}}\right) = \left(M + \frac{I_r}{R_r} + \frac{I_f}{R_f}\right) * a + Cv^2 + Kv + \left(W_r * \frac{B_r}{R_r} + W_f * \frac{B_f}{R_f}\right) * \cos(x) + W \sin(x)$$

En isolant l'accélération, on retrouve la formule suivante :

$$a = -\frac{R_f}{MR_f + I_f + R_f}(Cv^2 + Kv) - \frac{(\sin(x) R_f R_{pr} R_r W - FR_f R_r^2 + \cos(x) (B_f R_r W_f + B_r R_f W_r) * R_{pr})}{R_{pr} R_r (MR_f + I_f + R_f)}$$

b) Modèle Hofstad (1994)

Hofstad a développé huit modèles différents en se basant sur celui de Cooper. Les équations initiales pour chacun de ces modèles sont présentées ci-dessous, suivi de la transformation mathématique permettant de retrouver l'accélération pour chacune. De base, Hofstad retrouvait la force nécessaire pour la propulsion du FRM.

Modèle Hofstad #1

$$F = \frac{R_{pr}}{R_r} * \left( \left( M + \frac{I_r}{R_r} + \frac{I_f}{R_f^2} \right) * a + Cv^2 + Kv + \left( W_r * \frac{B_r}{R_r} + W_f * \frac{B_f}{R_f} \right) * x \right)$$

$$a = -\frac{R_f R_r (CR_f R_{pr} R_r v^2 + KR_f R_{pr} R_r v + R_{pr} (B_f R_r W_f + B_r R_f W_r) * x - FR_f R_r^2)}{R_{pr} (MR_f^2 R_r^2 + I_f R_r^2 + I_r R_f^2)}$$

Modèle Hostad #2

$$F = \frac{R_{pr}}{R_r} * \left( \left( M + \frac{I_r}{R_r^2} + \frac{I_f}{R_f^2} \right) * a + 0.5DOC(v_w - v^2) + \left( W_r * \frac{B_r}{R_r} + W_f * \frac{B_f}{R_f} \right) * x \right)$$

$$a = \frac{0.5R_f R_r (DOCR_f R_{pr} R_r v^2 - 2((B_f R_r W_f + B_r R_f W_r) R_{pr} x + 0.5(DOCR_{pr} v_w - 2FR_r) * R_f R_r))}{R_{pr} (MR_f^2 R_r^2 + I_f R_r^2 + I_r R_f^2)}$$

## Modèle Hofstad #3

$$F = \frac{R_{pr}}{R_r} * \left( \left( M + \frac{I_r}{R_r^2} + \frac{I_f}{R_f^2} \right) * a + Kv + 0.5DOC(v_w - v^2) + \left( W_r * \frac{B_r}{R_r} + W_f * \frac{B_f}{R_f} \right) * x \right)$$

$$a = \frac{0,5R_fR_r}{R_{pr}(MR_f^2R_r^2 + I_fR_r^2 + I_rR_f^2)} \\ * 0.5R_fR_r \left( DOCR_fR_{pr}R_rv^2 - 2KR_fR_{pr}R_rv \right. \\ \left. - 2 \left( (B_fR_rW_f + B_rR_fW_r)R_{pr}x + 0.5(DOCR_{pr}v_w - 2FR_r) * R_fR_r \right) \right)$$

## Modèle Hofstad #4

$$F = \frac{R_{pr}}{R_r} * \left( \left( M + \frac{I_r}{R_r^2} + \frac{I_f}{R_f^2} \right) * a + cv^2 + \left( W_r * \frac{B_r}{R_r} + W_f * \frac{B_f}{R_f} \right) * x \right)$$

$$a = - \frac{R_fR_r(CR_fR_{pr}R_rv^2 + (B_fR_fW_r)R_{pr}x - FR_fR_r^2)}{R_{pr}(MR_f^2R_r^2 + I_fR_r^2 + I_rR_f^2)}$$

## Modèle Hofstad #5

$$F = \frac{R_{pr}}{R_r} \left( Ma + Cv^2 + Kv + a(F_r + F_f) \right)$$

$$a = - \frac{(CR_{pr}v^2 + KR_{pr}v - FR_r)}{R_{pr}(M + F_f + F_r)}$$

Modèle Hofstad #6

$$F = \frac{R_{pr}}{R_r} \left( Ma + Cv^2 + Kv + a(2F_r + 2F_f) \right)$$

$$a = -\frac{CR_{pr}v^2 + KR_{pr}v - FR_r}{R_{pr}(M + 2F_f + 2F_r)}$$

Modèle Hofstad #7

$$F = \frac{R_{pr}}{R_r} \left( Ma + a(F_r + F_f) \right)$$

$$a = \frac{FR_r}{R_{pr}(M + F_f + F_r)}$$

Modèle Hofstad #8

$$F = \frac{R_{pr}}{R_r} \left( \left( M + \frac{I_r}{R_r^2} + \frac{I_f}{R_f^2} \right) * a + x \left( W_r * \frac{B_r}{R_r} + W_f * \frac{B_f}{R_f} \right) \right)$$

$$a = -R_f R_r * \frac{\left( (B_f R_r W_f + B_r R_f W_r) * R_{pr} x - FR_f R_r^2 \right)}{R_{pr} (MR_f^2 R_r^2 + I_f R_r^2 + I_r R_r^2)}$$

## c) Modèle ChénierWSC (2015)

L'équation du modèle de Chénier (WSC) a eu très peu de modification afin de retrouver l'accélération linéaire du fauteuil. De ce fait, il y a simplement la masse du système fauteuil-utilisateur qui a été divisé dans le terme de droite.

$$ma = \frac{M_{appR} + M_{appL}}{R_r} - \frac{F_{roll}}{2} (sgn(\dot{\theta}_{CR}) \cos(\alpha_R) + sgn(\dot{\theta}_{CL}) \cos(\alpha_L))$$

$$a = \frac{1}{m} * \left( \frac{M_{appR} + M_{appL}}{R_r} - \frac{F_{roll}}{2} (sgn(\dot{\theta}_{CR}) \cos(\alpha_R) + sgn(\dot{\theta}_{CL}) \cos(\alpha_L)) \right)$$

## d) Modèle ChénierUA (2016)

Les modèles de Chénier (UA) permettent de calculer la vitesse linéaire du fauteuil. Étant donnée que l'accélération linéaire peut être directement évaluée par la dérivation de la vitesses linéaire, les équations suivantes n'ont pas été modifiées et un filtre Savitsky-Golay a été appliqué pour retrouver la variable d'intérêt selon la vitesse calculée.

## Modèle ChénierUA #1

$$v = \frac{1}{m} \int (F_{prop} - F_{roll}) dt$$

## Modèle ChénierUA #2

$$v = \frac{1}{m} \int \left( F_{prop} - F_{roll} - \sum_{i=1}^5 (m_i a_i) \right) dt$$

Modèle ChénierUA #3

$$v = \frac{1}{m} \int (F_{prop} - F_{roll} - m_5 a_5) dt$$

Modèle ChénierUA #4

$$v = \frac{1}{m} \int \left( F_{prop} - F_{roll} - 2 \left( m_1 + \frac{l_1 m_2}{d_1} \right) a_1 \right) dt$$

Modèle ChénierUA #5

$$v = \frac{1}{m} \int \left( F_{prop} - F_{roll} - 2 \left( m_2 + \frac{d_1 m_1}{l_1} \right) a_2 \right) dt$$

## RÉFÉRENCES

- Aissaoui, A., Baarir, Z., Ouafi, A., Pudlo, P., Taleb-Ahmed, A., Gillet, C. et Deraz, F. (2014). Optimisation technique of camera placement for motion capture simulations. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(sup1), 122-123. doi: 10.1080/10255842.2014.931517
- Aissaoui, A., Ouafi, A., Pudlo, P., Gillet, C., Baarir, Z.-E. et Taleb-Ahmed, A. (2018). Designing a camera placement assistance system for human motion capture based on a guided genetic algorithm. *Virtual Reality*, 22(1), 13-23. doi: 10.1007/s10055-017-0310-7
- Al-Amri, M., Nicholas, K., Button, K., Sparkes, V., Sheeran, L. et Davies, J. (2018). Inertial Measurement Units for Clinical Movement Analysis: Reliability and Concurrent Validity. *Sensors*, 18(3), 719. doi: 10.3390/s18030719
- Asato, K. T., Cooper, R. A., Robertson, R. N. et Ster, J. F. (1993). SMART/sup Wheels/: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40(12), 1320-1324. doi: 10.1109/10.250587
- Bascou, J. (2013). *Analyse biomécanique pour la compréhension et l'amélioration du fauteuil roulant dans son application au tennis de haut niveau*. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers -ENSAM. Récupéré de pastel-00831253
- Bascou, J., Sauret, C., Lavaste, F. et Pillet, H. (2017). Is bearing resistance negligible during wheelchair locomotion? Design and validation of a testing device. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 13. doi: 10.5277/ABB-00659-2016-03
- Bazzi-Grossin, C., Bonnin, P., Bailliart, O., Bazzi, H., Kedra, A. et Martineaud, J. (1996). Exercice physique maximale chez le blessé médullaire: intérêt de la contention veineuse sous-lésionnelle. *Science & Sports*, 11, 173-179.
- Bazzi-Grossin, C., Fouillot, J., Charpentier, P. et Audic, B. (1995). Coût énergétique du déplacement en fauteuil roulant Étude en situation réelle chez le paraplégique récent. *Ann Réadaptation Méd Phys*, 38, 421-428.

- Blouin, M., Lalumiere, M., Gagnon, D. H., Chenier, F. et Aissaoui, R. (2015). Characterization of the Immediate Effect of a Training Session on a Manual Wheelchair Simulator With Haptic Biofeedback: Towards More Effective Propulsion. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(1), 104-115. doi: 10.1109/TNSRE.2014.2330837
- Boninger, M. L., Souza, A. L., Cooper, R. A., Fitzgerald, S. G., Koontz, A. M. et Fay, B. T. (2002). Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(5), 718-723. doi: 10.1053/apmr.2002.32455
- Boninger, M. L., Waters, R. L., Chase, T., Dijkers, M. P. J. M., Gellman, H., Gironda, R. J., ... McDowell, S. L. (2005). Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury: A Clinical Practice Guideline for Health-Care Professionals. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 28(5), 434-470. doi: 10.1080/10790268.2005.11753844
- Bragança, S., Castellucci, I. et Arezes, P. (2018). Wheelchair users' anthropometric data: Analysis of existent available information. Dans P. M. Arezes, J. S. Baptista, M. P. Barroso, P. Carneiro, P. Cordeiro, N. Costa, ... G. Perestrelo (dir.), *Occupational Safety and Hygiene VI* (1<sup>re</sup> éd., p. 23-27). CRC Press. doi: 10.1201/9781351008884-5
- Bric, J. D., Lumbard, D. C., Frelich, M. J. et Gould, J. C. (2016). Current state of virtual reality simulation in robotic surgery training: a review. *Surgical Endoscopy*, 30(6), 2169-2178. doi: 10.1007/s00464-015-4517-y
- Brodie, M., Walmsley, A. et Page, W. (2008). Fusion motion capture: A prototype system using inertial measurement units and GPS for the biomechanical analysis of ski racing. *Sports Technology*, 1(1), 17-28. doi: 10.1080/19346182.2008.9648447
- Camirand, J., Dugas, L., Cardin, J.-F., Dubé, G., Dumitru, V. et Fournier, C. (2011). *Vivre avec une incapacité au Québec: un portrait statistique à partir de l'Enquête sur la participation et les limitations d'activités de 2001-2006*. Québec, Qué.: Institut de la statistique du Québec. Récupéré de <http://www.deslibris.ca/ID/226610>
- Caron, F., Duflos, E., Pomorski, D. et Vanheeghe, P. (2006). GPS/IMU data fusion using multisensor Kalman filtering: introduction of contextual aspects. *Information Fusion*, 7(2), 221-230. doi: 10.1016/j.inffus.2004.07.002
- Chénier, F. (2012). *Développement d'un simulateur de propulsion en fauteuil roulant manuel avec biofeedback haptique*. École de technologie supérieure.



- Chénier, F. et Aissaoui, R. (2014). Effect of Wheelchair Frame Material on Users' Mechanical Work and Transmitted Vibration. *BioMed Research International*, 2014, 1-12. doi: 10.1155/2014/609369
- Chénier, F., Aissaoui, R., Gauthier, C. et Gagnon, D. H. (2017). Wheelchair pushrim kinetics measurement: A method to cancel inaccuracies due to pushrim weight and wheel camber. *Medical Engineering & Physics*, 40, 75-86. doi: 10.1016/j.medengphy.2016.12.002
- Chénier, F., Bigras, P. et Aissaoui, R. (2011). An Orientation Estimator for the Wheelchair's Caster Wheels. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 19(6), 1317-1326. doi: 10.1109/TCST.2010.2084577
- Chénier, F., Bigras, P. et Aissaoui, R. (2014). A New Wheelchair Ergometer Designed as an Admittance-Controlled Haptic Robot. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(1), 321-328. doi: 10.1109/TMECH.2012.2235079
- Chénier, F., Bigras, P. et Aissaoui, R. (2015). A new dynamic model of the wheelchair propulsion on straight and curvilinear level-ground paths. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(10), 1031-1043. doi: 10.1080/10255842.2013.869318
- Chénier, F., Gagnon, D. H., Blouin, M. et Aissaoui, R. (2016). A Simplified Upper-Body Model to Improve the External Validity of Wheelchair Simulators. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 21(3), 1641-1649. doi: 10.1109/TMECH.2016.2527240
- Coe, R. (2002). What effect size is and why it is important. *British Educational Research Association annual conference*, 18.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed). Hillsdale, N.J : L. Erlbaum Associates.
- Coolen, A. L., Kirby, R. L., Landry, J., MacPhee, A. H., Dupuis, D., Smith, C., ... MacLeod, D. A. (2004). Wheelchair skills training program for clinicians: a randomized controlled trial with occupational therapy students. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(7), 1160-1167. doi: 10.1016/j.apmr.2003.10.019
- Cooper, R. A. (1990). A systems approach to the modeling of racing wheelchair propulsion. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 27(2), 151. doi: 10.1682/JRRD.1990.04.0151

- Coutts, K. D. (1994). Drag and sprint performance of wheelchair basketball players. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 31(2), 138-143.
- Cowan, R. E., Nash, M. S., Collinger, J. L., Koontz, A. M. et Boninger, M. L. (2009). Impact of Surface Type, Wheelchair Weight, and Axle Position on Wheelchair Propulsion by Novice Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(7), 1076-1083. doi: 10.1016/j.apmr.2008.10.034
- Crichlow, L. R. (2011). *Development of a Comprehensive Mathematical Model and Physical Interface for Manual Wheelchair Simulation*. University of Toronto.
- Dabonneville, M., Gouinaud, C., Kauffmann, P., Laurençot, P., Meignan, F., Mesnard, E., ... Vaslin, P. (2001). CETSIS-EEA 2001: Colloque sur l'enseignement des technologies, des sciences de l'information et des systèmes en électronique, électrotechnique et automatique : 29 et 30 octobre 2001, Université Blaise Pascal Clermont-Ferrand II. Clermont-Ferrand : Chaumeil Repro.
- Dabonneville, M., Kauffmann, P., Vaslin, P., de Saint Rémy, N., Couétard, Y. et Cid, M. (2005). A self-contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions. *Technology and Disability*, 17(2), 63-76. doi: 10.3233/TAD-2005-17203
- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyano's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230. doi: 10.1016/0021-9290(95)00178-6
- Degroot, K. K., Hollingsworth, H. H., Morgan, K. A., Morris, C. L. et Gray, D. B. (2009). The influence of verbal training and visual feedback on manual wheelchair propulsion. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 4(2), 86-94. doi: 10.1080/17483100802613685
- Desroches, G., Aissaoui, R. et Bourbonnais, D. (2008). Relationship Between Resultant Force at the Pushrim and the Net Shoulder Joint Moments During Manual Wheelchair Propulsion in Elderly Persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(6), 1155-1161. doi: 10.1016/j.apmr.2007.10.040
- Devillard, X., Calmels, P., Sauvignet, B., Belli, A., Denis, C., Simard, C. et Gautheron, V. (2001). Validation of a new ergometer adapted to all types of manual wheelchair. *European Journal of Applied Physiology*, 85(5), 479-485. doi: 10.1007/s004210100407

- Devillard, X., Rimaud, D., Roche, F. et Calmels, P. (2007). Effects of training programs for spinal cord injury. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 50(6), 490-498. doi: 10.1016/j.annrmp.2007.04.013
- DeVris, P. L. (2010). *A First Course In Computational Physics* (2<sup>e</sup> éd.). (s. l.) : Jones & Bartlett.
- DiGiovine, C. P. (2001). Dynamic calibration of a wheelchair dynamometer. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38(1), 41-55.
- Ding, D. et Cooper, R. A. (2005). Electric powered wheelchairs. *IEEE Control Systems*, 25(2), 22-34. doi: 10.1109/MCS.2005.1411382
- Ding, D., Cooper, R. A., Guo, S. et Corfman, T. A. (2004). Analysis of Driving Backward in an Electric-Powered Wheelchair. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 12(6), 934-943. doi: 10.1109/TCST.2004.833638
- Doria, A., Taraborrelli, L., Jomaa, T., Peijs, T., Potter, M., Advani, S. et Crichlow, L. (2016). Identification of the Mechanical Properties of Tires for Wheelchair Simulation. *The Open Mechanical Engineering Journal*, 10(1), 183-200. doi: 10.2174/1874155X01610010183
- Dumas, R., Chèze, L. et Verriest, J.-P. (2007a). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 543-553. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.02.013
- Dumas, R., Chèze, L. et Verriest, J.-P. (2007b). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 543-553. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.02.013
- Dym, C. L. (2004). *Principles of mathematical modeling* (2nd ed). Amsterdam ; Boston : Elsevier Academic Press.
- Ellner, S. P. et Guckenheimer, J. (2006). What Are Dynamic Models? Dans *Dynamic Models in Biology* (p. 352). (s. l.) : Princeton University Press.
- Faupin, A., Campillo, P., Weissland, T., Gorce, P. et Thevenon, A. (2004). The effects of rear-wheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3b), 421. doi: 10.1682/JRRD.2003.04.0050
- Faupin, A., Campillo, P., Weissland, T. et Micallef, J. (2002). Effect of wheel camber and various positions of the subject on the total wheelchair resistance, using an ergometer (vol. 110, p. 48). Communication présentée au XXVII<sup>ème</sup> Congrès

de la société de Biomécanique, Valenciennes, France : Arch Int Physiology Bioch.

- Fernhall, B., Heffernan, K., Sae, Y. J. et Hedrick, B. (2008). Health Implications of physical activity in individuals with spinal cords injury: A literature review. *Journal of Health and Human Services Administration*, 30(4), 36.
- Finley, M. A., Rasch, E. K., Keyser, R. E. et Rodgers, M. M. (2004). The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3b), 385. doi: 10.1682/JRRD.2004.03.0385
- Finley, M. A. et Rodgers, M. M. (2004). Prevalence and identification of shoulder pathology in athletic and nonathletic wheelchair users with shoulder pain: A pilot study. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3b), 395. doi: 10.1682/JRRD.2003.02.0022
- Flueck, J. L. (2020). Body Composition in Swiss Elite Wheelchair Athletes. *Frontiers in Nutrition*, 7, 1. doi: 10.3389/fnut.2020.00001
- Furber, S. (2017). Microprocessors: the engines of the digital age. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 473(2199), 20160893. doi: 10.1098/rspa.2016.0893
- Gagnon, D. H., Jouval, C. et Chénier, F. (2016). Estimating pushrim temporal and kinetic measures using an instrumented treadmill during wheelchair propulsion: A concurrent validity study. *Journal of Biomechanics*, 49(9), 1976-1982. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.04.035
- Giesbrecht, E. M. (2017). Les besoins en appareils d'aide à la mobilité, les modifications au logement et l'aide personnelle chez les Canadiens ayant une incapacité. *Statistique Canada*, 28(8), 11.
- Giulani, G. (1998). *What Physicists Are Talking About? The Case of Electrons and Holes*, *Nuovo Cimento D*(20(7)), 1183:1186. doi: 10.1007/BF03185528
- Goosey-Tolfrey, V. L., Fowler, N. E., Campbell, I. G. et Iwnicki, S. D. (2001). A kinetic analysis of trained wheelchair racers during two speeds of propulsion. *Medical Engineering & Physics*, 23(4), 259-266. doi: 10.1016/S1350-4533(00)00084-9
- Guo, L.-Y., Zhao, K. D., Su, F.-C. et An, K.-N. (2003). Moment generation in wheelchair propulsion. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*,

- Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 217(5), 405-414. doi: 10.1243/095441103770802577
- Harris, C. M. et Piersol, A. G. (dir.). (2002). *Harris' shock and vibration handbook* (5th ed). New York : McGraw-Hill.
- Harrison, C. S., Grant, P. M. et Conway, B. A. (2010). Enhancement of a Virtual Reality Wheelchair Simulator to Include Qualitative and Quantitative Performance Metrics. *Assistive Technology*, 22(1), 20-31. doi: 10.1080/10400430903520223
- Hoffman, M. D., Millet, G. Y., Hoch, A. Z. et Candau, R. B. (2003). Assessment of Wheelchair Drag Resistance Using a Coasting Deceleration Technique: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(11), 880-889. doi: 10.1097/01.PHM.0000091980.91666.58
- Hofstad, M. (1994). Modelling the propulsion characteristics of a standard wheelchair. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 31(2), 129-137.
- Hurd, W. J., Morrow, M. M., Kaufman, K. R. et An, K.-N. (2008). Biomechanic Evaluation of Upper-Extremity Symmetry During Manual Wheelchair Propulsion Over Varied Terrain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(10), 1996-2002. doi: 10.1016/j.apmr.2008.03.020
- Iosa, M., Picerno, P., Paolucci, S. et Morone, G. (2016). Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Review of Medical Devices*, 13(7), 641-659. doi: 10.1080/17434440.2016.1198694
- Johnson, B. W. et Aylor, J. H. (1985). Dynamic Modeling of an Electric Wheelchair. *IEEE Transactions on Industry Applications*, IA-21(5), 1284-1293. doi: 10.1109/TIA.1985.349556
- Khelia, I. (2003). *Biomechanical study of manual wheelchair propulsion by elderly suffering or not from shoulder pain*. Arts et Métiers ParisTech.
- Kilkens, O. J., Post, M. W., Dallmeijer, A. J., Seelen, H. A. et van der Woude, L. H. (2003). Wheelchair skills tests: a systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 17(4), 418-430. doi: 10.1191/0269215503cr633oa
- Knuth, D. E. (1938). *The Art of Computer Programming* (3<sup>e</sup> éd., vol. 1). (s. l.) : Addison Wesley Longman.
- Kollia, A., Pillet, H., Bascou, J., Villa, C., Sauret, C. et Lavaste, F. (2012). Validation of a volumic model to obtain personalized body segment inertial parameters for

- people sitting in a wheelchair. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(sup1), 208-209. doi: 10.1080/10255842.2012.713701
- Kwarciak, A. M., Yarossi, M., Ramanujam, A., Dyson-Hudson, T. A. et Sisto, S. A. (2009). Evaluation of wheelchair tire rolling resistance using dynamometer-based coast-down tests. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 46(7), 931. doi: 10.1682/JRRD.2008.10.0137
- Lakomy, H. K., Campbell, I. et Williams, C. (1987). Treadmill performance and selected physiological characteristics of wheelchair athletes. *British Journal of Sports Medicine*, 21(3), 130-133. doi: 10.1136/bjism.21.3.130
- Laschowski, B. et McPhee, J. (2016). Quantifying Body Segment Parameters Using Dual-Energy X-Ray Absorptiometry: A Paralympic Wheelchair Curler Case Report. *Procedia Engineering*, 147, 163-167. doi: 10.1016/j.proeng.2016.06.207
- Limroongreungrat, W., Wang, Y. T., Chang, L., Geil, M. D. et Johnson, J. T. (2009). An Instrumented Wheel System for Measuring 3-D Pushrim Kinetics During Racing Wheelchair Propulsion. *Research in Sports Medicine*, 17(3), 182-194. doi: 10.1080/15438620903120637
- Mayhew, D. M. (1999). *Multi-rate Sensor Fusion for GPS Navigation Using Kalman Filtering*. Virginia Polytechnic Institute and State University.
- McConville, J. T., Churchill, T. D., Kaleps, I., Clauser, C. E. et Cuzzi, J. (1980). *Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia* [Technical](AFAMRL-TR-80-119). Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio : Aerospace Medical Research Laboratory.
- Mjøsund, H. L., Boyle, E., Kjaer, P., Mieritz, R. M., Skallgård, T. et Kent, P. (2017). Clinically acceptable agreement between the ViMove wireless motion sensor system and the Vicon motion capture system when measuring lumbar region inclination motion in the sagittal and coronal planes. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 124. doi: 10.1186/s12891-017-1489-1
- Molik, B., Kosmol, A., Morgulec-Adamowicz, N., Lencse-Mucha, J., Mróz, A., Gryko, K. et Marszałek, J. (2017). Comparison of Aerobic Performance Testing Protocols in Elite Male Wheelchair Basketball Players. *Journal of Human Kinetics*, 60(1), 243-254. doi: 10.1515/hukin-2017-0140

- Morris, S. B. et DeShon, R. P. (2002). Combining effect size estimates in meta-analysis with repeated measures and independent-groups designs. *Psychological Methods*, 7(1), 105-125. doi: 10.1037/1082-989X.7.1.105
- Munch, S. B., Brias, A., Sugihara, G. et Rogers, T. L. (2019). Frequently asked questions about nonlinear dynamics and empirical dynamic modelling. *ICES Journal of Marine Science*, fsz209. doi: 10.1093/icesjms/fsz209
- Niesing, R., Eijskoot, F., Kranse, R., den Ouden, A. H., Storm, J., Veeger, H. E. J., ... Snijders, C. J. (1990). Computer-controlled wheelchair ergometer. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 28(4), 329-338. doi: 10.1007/BF02446151
- Ohnabe, H. et Mizuguchi, F. (2001). Turning characteristics and stability of manual wheelchairs on a slope. Dans *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (p. 1408-1411). Istanbul, Turkey : IEEE. doi: 10.1109/IEMBS.2001.1020465
- Onyango, S. O., Hamam, Y., Djouani, K. et Daachi, B. (2016). Modeling a powered wheelchair with slipping and gravitational disturbances on inclined and non-inclined surfaces. *SIMULATION*, 92(4), 337-355. doi: 10.1177/0037549716638427
- Pacejka, H. B. (2006). *Tyre and vehicle dynamics*. Amsterdam; Boston : Elsevier/BH. Récupéré de [http://www.123library.org/book\\_details/?id=38975](http://www.123library.org/book_details/?id=38975)
- Paquette, J., Lemyre, M., Vachon-Marceau, C., Bujold, E. et Maheux-Lacroix, S. (2017). Virtual Laparoscopy Simulation: a Promising Pedagogic Tool in Gynecology. *JSLs : Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons*, 21(3), e2017.00048. doi: 10.4293/JSLs.2017.00048
- Patel, S., Park, H., Bonato, P., Chan, L. et Rodgers, M. (2012). A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 21. doi: 10.1186/1743-0003-9-21
- Pelland-Leblanc, J.-P. (2014). *Développement d'un outil de mesure et de rétroaction pour l'amélioration de la technique de poussée des athlètes en fauteuil roulant de course*. Récupéré de [http://gateway.proquest.com/openurl?url\\_ver=Z39.88-2004&rft\\_val\\_fmt=info:ofi/fmt:kev:mtx:dissertation&res\\_dat=xri:pqdiss&rft\\_dat=xri:pqdiss:MS00316](http://gateway.proquest.com/openurl?url_ver=Z39.88-2004&rft_val_fmt=info:ofi/fmt:kev:mtx:dissertation&res_dat=xri:pqdiss&rft_dat=xri:pqdiss:MS00316)
- Pillet, H., Bonnet, X., Lavaste, F. et Skalli, W. (2010). Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of

- two anthropometric models. *Gait & Posture*, 31(2), 147-152. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.09.014
- Powell-Dunford, N., Bushby, A. et Leland, R. A. (2016). Spatial Disorientation Training in the Rotor Wing Flight Simulator. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 87(10), 890-893. doi: 10.3357/AMHP.4638.2016
- Rajamani, R. (2006). Lateral and Longitudinal Tire Forces. Dans *Vehicle Dynamics and Control* (p. 387-432). New York : Springer-Verlag. doi: 10.1007/0-387-28823-6\_13
- Robertson, R. N., Boninger, M. L., Cooper, R. A. et Shimada, S. D. (1996). Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(9), 856-864. doi: 10.1016/S0003-9993(96)90270-1
- Rodgers, M. M., Gayle, G. W., Figoni, S. F., Kobayashi, M., Lieh, J. et Glaser, R. M. (1994). Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(1), 85-93. doi: 10.1016/0003-9993(94)90343-3
- Sagawa, Y., Watelain, E., Lepoutre, F.-X. et Thevenon, A. (2010). Effects of Wheelchair Mass on the Physiologic Responses, Perception of Exertion, and Performance During Various Simulated Daily Tasks. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 91, 7.
- Saint Remy, N. de. (2005). *Modélisation et détermination des paramètres biomécaniques de la locomotion en fauteuil roulant manuel*.
- Salimi, Z. et Ferguson-Pell, M. (2018). Development of Three Versions of a Wheelchair Ergometer for Curvilinear Manual Wheelchair Propulsion Using Virtual Reality. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(6), 1215-1222. doi: 10.1109/TNSRE.2018.2835509
- Sauret, C., Dabonneville, M., Couétard, Y., de Saint Rémy, N., Kauffmann, P., Cid, M. et Vaslin, P. (2014). Zeroing of six-component handrim dynamometer for biomechanical studies of manual wheelchair locomotion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(4), 416-422. doi: 10.1080/10255842.2012.688107
- Sauret, C., Vaslin, P., Lavaste, F., de Saint Remy, N. et Cid, M. (2013). Effects of user's actions on rolling resistance and wheelchair stability during handrim wheelchair propulsion in the field. *Medical Engineering & Physics*, 35(3), 289-297. doi: 10.1016/j.medengphy.2012.05.001



- Shung, J. B., Stout, G., Tomizuka, M. et Auslander, D. M. (1983). Dynamic Modeling of a Wheelchair on a Slope. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 105(2), 101. doi: 10.1115/1.3149639
- Sie, I. H., Waters, R. L., Adkins, R. H. et Gellman, H. (1992). Upper Extremity Pain in the Postrehabilitation Spinal Cord Injured Patient. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73(1), 44-48. doi: <https://doi.org/10.5555/uri:pii:000399939290225L>
- Silva, L. C. A., Corrêa, F. C., Eckert, J. J., Santiciolli, F. M. et Dedini, F. G. (2017). A lateral dynamics of a wheelchair: identification and analysis of tire parameters. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(3), 332-341. doi: 10.1080/10255842.2016.1233327
- Slater, D. et Meade, M. A. (2004). Participation in recreation and sports for persons with spinal cord injury: review and recommendations. *NeuroRehabilitation*, 19(2), 121-129.
- Smith, E. M., Giesbrecht, E. M., Mortenson, W. B. et Miller, W. C. (2016). Prevalence of Wheelchair and Scooter Use Among Community-Dwelling Canadians. *Physical Therapy*, 96(8), 1135-1142. doi: 10.2522/ptj.20150574
- Sonenblum, S. E., Sprigle, S. et Lopez, R. A. (2012). Manual Wheelchair Use: Bouts of Mobility in Everyday Life. *Rehabilitation Research and Practice*, 2012, 1-7. doi: 10.1155/2012/753165
- Sprigle, S. et Huang, M. (2015). Impact of Mass and Weight Distribution on Manual Wheelchair Propulsion Torque. *Assistive Technology*, 27(4), 226-235. doi: 10.1080/10400435.2015.1039149
- Sullivan, G. M. et Feinn, R. (2012). Using Effect Size—or Why the *P* Value Is Not Enough. *Journal of Graduate Medical Education*, 4(3), 279-282. doi: 10.4300/JGME-D-12-00156.1
- Symonds, A., Barbareschi, G., Taylor, S. et Holloway, C. (2018). A systematic review: the influence of real time feedback on wheelchair propulsion biomechanics. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 13(1), 47-53. doi: 10.1080/17483107.2016.1278472
- Tolerico, M. L., Ding, D., Cooper, R. A., Spaeth, D. M., Fitzgerald, S. G., Cooper, R., ... Boninger, M. L. (2007). Assessing mobility characteristics and activity levels of manual wheelchair users. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 44(4), 561. doi: 10.1682/JRRD.2006.02.0017

- van der Woude, L. H. V. (dir.). (1993). *Ergonomics of manual wheelchair propulsion: state of the art*. Milano : Amsterdam ; Washington, D.C : Pro Juventute ; IOS Press.
- van der Woude, L. H. V., de Groot, S. et Janssen, T. W. J. (2006). Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. *Medical Engineering & Physics*, 28(9), 905-915. doi: 10.1016/j.medengphy.2005.12.001
- van der Woude, L. H. V., Veeger, H. E. J., Dallmeijer, A. J., Janssen, T. W. J. et Rozendaal, L. A. (2001). Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics*, 23(10), 713-733. doi: 10.1016/S1350-4533(01)00083-2
- Vanlandewijck, Y., Spaepend, A. et Lysens, R. (1994). Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. doi: 26:1373
- Vanlandewijck, Y., Theisen, D. et Daly, D. (2001). Wheelchair Propulsion Biomechanics: Implications for Wheelchair Sports. *Sports Medicine*, 31(5), 339-367. doi: 10.2165/00007256-200131050-00005
- Veeger, H. E. J., van der Woude, L. H. V. et Rozendal, R. H. (1991). Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1(4), 270-280. doi: 10.1016/1050-6411(91)90014-V
- Veeger, T. T. J., de Witte, A. M. H., Berger, M. A. M., van der Slikke, R. M. A., Veeger, D. (H. E. J. ) et Hoozemans, M. J. M. (2019). Improving Mobility Performance in Wheelchair Basketball. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(1), 59-66. doi: 10.1123/jsr.2017-0142
- Vegter, R., de Groot, S., Hetinga, F., Veeger, D. H. E. J. et van der Woude, L. H. V. (2010). Design of a manually propelled wheelchair: optimizing a wheelchair-user combination. *Center for International Rehabilitation Research Information & Exchange (CIRRIE)*, 15.
- Wang, H. (2011). *Development and evaluation of an advanced real-time electrical powered wheelchair controller*. University of Pittsburg.
- Wang, H., Salatin, B., Grindle, G. G., Ding, D. et Cooper, R. A. (2009). Real-time model based electrical powered wheelchair control. *Medical Engineering & Physics*, 31(10), 1244-1254. doi: 10.1016/j.medengphy.2009.08.002

- Warburton, D. E. R. et Bredin, S. S. D. (2017). Health benefits of physical activity: a systematic review of current systematic reviews. *Current Opinion in Cardiology*, 32(5), 541-556. doi: 10.1097/HCO.0000000000000437
- Weege, R. (1985). Technische Voraussetzungen für den Aktivsport im Rollstuhl. *Orthopaedie Technik*, 36(6), 395-402.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed). Hoboken, N.J : Wiley.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., ... Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548. doi: 10.1016/S0021-9290(01)00222-6
- Wu, G., van der Helm, F. C. T., (DirkJan) Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981-992. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042
- Yang, Y.-S., Fang, W.-C., Chen, C.-R., Chen, L.-Y. et Chang, J.-J. (2011). *Biomechanical Analysis of Wheelchair Wheelie Performance*, 4.
- Yoneda, L., Hashizume, T., Fujiki, F., Fujioka, Y., Kawata, M. et Kawai, H. (1997). Research for Characteristics of Wheelchair's Running Performance. Dans *I* (vol. 97-1, p. 344-345).
- Young, J. W., Chandler, R. F., Snow, C. C., Robinette, K. M., Zehner, G. F. et Lofberg, M. S. (1983). *Anthropometric and mass distribution characteristics of the adults female* [Technical](FA-AM-83-16). Oklaoma City, Oklaoma : FAA Civil Aeromedical Institute.
- Zatsiorsky, V. M. et Seluyanov, V. N. (1983). The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. *Biomechanics VIII B*, (Human Kinetics), 1152-1159.
- Zepeda, R., Chan, F. et Sawatzky, B. (2016). The effect of caster wheel diameter and mass distribution on drag forces in manual wheelchairs. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 53(6), 893-900. doi: 10.1682/JRRD.2015.05.0074